

# Experimentelle Analyse der menschlichen Kraftwahrnehmung als ingenieurtechnische Entwurfsgrundlage für haptische Systeme

**Experimental Analysis of Human Force Perception  
as Design Basis for Haptic Systems**

Zur Erlangung des akademischen Grades Doktor-Ingenieur (Dr.-Ing.)  
genehmigte Dissertation von Christian Hatzfeld aus Bad Soden am Taunus  
7. Mai 2013 — Darmstadt — D 17



TECHNISCHE  
UNIVERSITÄT  
DARMSTADT

Fachbereich  
Elektro- und Informationstechnik  
Institut für  
Elektromechanische Konstruktionen



Experimentelle Analyse der menschlichen Kraftwahrnehmung als ingenieur-  
technische Entwurfsgrundlage für haptische Systeme  
Experimental Analysis of Human Force Perception  
as Design Basis for Haptic Systems

Genehmigte Dissertation von Christian Hatzfeld aus Bad Soden am Taunus

1. Gutachten: Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky
2. Gutachten: Prof. Dr.-Ing. habil. Tran Q. Khanh

Tag der Einreichung: 04. Januar 2013

Tag der Prüfung: 05. April 2013

Darmstadt — D 17

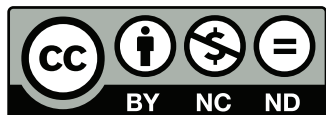
Institut für Elektromechanische Konstruktionen  
EMK-Dissertationsreihe, Band 26

Dieses Dokument ist als Buch im Dr.-Hut-Verlag, München, mit der ISBN 987-3-8439-1033-0 und als digitale Veröffentlichung im E-Publishing-Service tuprints der Technischen Universität Darmstadt erschienen.

Bitte zitieren Sie dieses Dokument als:


URN: urn:nbn:de:tuda-tuprints-33924

URL: <http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de/3392>



Die Veröffentlichung steht unter folgender Creative Commons Lizenz:  
Namensnennung – Keine kommerzielle Nutzung – Keine Bearbeitung 2.0 Deutsch-  
land

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/de/>



---

Die Statistik ist wie eine Laterne im Hafen.  
Sie dient dem betrunkenen Seemann mehr zum Halt als zur Erleuchtung.

*Hermann Josef Abs*

---



---

# Zusammenfassung

Gegenstand dieser Arbeit ist die Ermittlung von Kennwerten der haptischen Kraftwahrnehmung des Menschen und die Anwendung der Ergebnisse auf die Entwurfsmethodik haptischer Systeme. Sie ist motiviert durch unzureichende Grundlagen beim Entwurf haptischer Systeme, insbesondere zur Anwendung in der minimalinvasiven Chirurgie und der invasiven Herzdiagnostik, und wurde im Rahmen des Projekts WE2308/7-1 von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) gefördert.

Die Arbeit umfasst eine Analyse des Stands der Forschung und des Wissens über die haptische Wahrnehmung mit dem Fokus auf die Entwicklung haptischer Systeme. Neben den biologischen Grundlagen zu Mechanorezeptoren und der Darstellung von Wahrnehmungskennwerten in der Psychophysik werden insbesondere der Interaktionscharakter der Haptik und die dazugehörigen ergonomischen Aspekte vorgestellt. Typische Anwendungen haptischer Systeme und der Entwicklungsprozess bilden die Basis für die Ableitung der Forschungsfragestellungen dieser Arbeit. Diese sind die Ermittlung der absoluten und differentiellen Wahrnehmungsschwelle vibrotaktile Kräfte sowie die quantitative Analyse externer Einflussfaktoren darauf. Der neuartige Ansatz dieser Arbeit ist dabei die Stimulusdefinition durch harmonische Kräfte im Gegensatz zur Definition über kinematische Größen, was dem aktuellen Stand der Technik zur Ermittlung haptischer Wahrnehmungskennwerten entspricht.

Zur Ermittlung der Kraftwahrnehmungskennwerte wird ein Messplatz entworfen. Er besteht aus einer geregelten elektrodynamischen Kraftquelle und Sensoren zur Ermittlung von Auslenkung und Geschwindigkeit. Damit können Kräfte bis zu 5 N im Frequenzbereich bis 1000 Hz bei einer minimalen Auslenkung von 200  $\mu\text{m}$  bei allen Frequenzen dargestellt werden. Die dynamischen Einflüsse des Aufbaus werden auf Basis konzentrierter Bauelemente modelliert, auf Basis dieses Modells können die dynamischen Einflüsse analysiert und für die Messung kompensiert werden. Die Analyse der Eigenfehler des Messplatzes ergibt einen maximalen Fehler der Kraftdarstellung von 5 %, der bei der minimalen mechanischen Impedanz des Nutzers auftritt.

Zur Messung von Wahrnehmungsschwellen werden klassische und adaptive psychometrische Verfahren recherchiert und miteinander verglichen. Dies geschieht

---

durch eine Monte-Carlo-Simulation von drei *Adaptive-Staircase-Methoden* mit unterschiedlichen Verlaufsregeln (*1up-2down*, *1up-3down*, Approximation nach KESTEN), der *ML-Test-Methode* nach HARVEY ET AL., der *PEST-Methode* nach TAYLOR UND CREELMAN und der  $\Psi$ -Methode nach KONTSEVICH UND TYLER. Als Antwortparadigmen werden 2- und 3-*Alternative-Forced-Choice Paradigmen (AFC)* und ein *Ja/Nein-Paradigma* untersucht. Die Bewertung erfolgt anhand der aus der Simulation ermittelten Werte zur Genauigkeit, Effizienz und Robustheit der Methoden. Zum Einsatz in den Probandentests kommt eine *1up-2down-Staircase-Methode* mit einem 3AFC-Paradigma.

Mit dem Messplatz und dem ausgewählten Messverfahren werden absolute Wahrnehmungsschwellen für vibrotaktile Kräfte an der Fingerspitze ermittelt. Dabei werden 9 Frequenzen im Bereich von 5...1000 Hz untersucht, die niedrigste Wahrnehmungsschwelle wird mit einer Kraftamplitude von 0,5 mN bei 160 Hz gemessen. Weiterhin werden differentielle Wahrnehmungsschwellen für drei verschiedene Referenzreizintensitäten - nahe der absoluten Wahrnehmungsschwelle und für Referenzreize von 0,25 N und 0,5 N - gemessen. Die ermittelten Werte liegen für die größeren Referenzreize zwischen 5...20 dB, steigen aber auf 18...41 dB, wenn sich der Referenzreiz der Wahrnehmungsschwelle annähert. Alle Versuche werden mit mindestens 25 Probanden durchgeführt.

Zur Untersuchung der quantitativen Abhängigkeiten wird ein Versuchsplan umgesetzt. Die statistische Auswertung der Ergebnisse bestätigt den hochsignifikanten Einfluss der Frequenz auf die absolute und die differentielle Wahrnehmungsschwelle. Weiterhin werden Einflüsse des Alters, der Fingerspitzenlänge und der feinmotorischen Tätigkeit der Versuchspersonen in unterschiedlich hohen Maßen festgestellt. Aus den Ergebnissen kann erstmalig die Bedeutung der mechanischen Impedanz als Kopplungsparameter zwischen der Wahrnehmung von Kräften und kinematischen Größen experimentell nachgewiesen werden.

Aus den Ergebnissen werden Empfehlungen für den Entwurf haptischer Systeme abgeleitet und beispielhaft anhand der Konzeption eines Sensors für ein minimalinvasives Instrument dargestellt. Durch den Zusammenhang zwischen Kraft- und Auslenkungswahrnehmung über die mechanische Impedanz kann das Konzept der haptischen Transparenz mit den Ergebnissen dieser Arbeit zu einem Optimierungskriterium unter Berücksichtigung von Wahrnehmungseigenschaften erweitert werden.

---

# Abstract

Subject of this work is to determine the characteristics of human force perception and the application of the results on the design methodology of haptic systems. It is motivated by the insufficient development basis for the design of haptic systems, especially for minimal invasive surgery and invasive cardiac diagnostics. It contributes to project WE2308/7-1 funded by Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG).

The work includes an analysis of the state of art and actual research of haptic perception with a focus on the development of haptic systems. In addition to the biological basis of mechanoreceptors and the representation of perceptual characteristics in psychophysics, the interactive character of haptics and the ergonomic aspects of that interaction are addressed. Typical applications haptic systems and the associated development process are the basis for the derivation of the research focus of this work. It includes the determination of absolute and differential perception threshold for vibrotactile forces as well as the quantitative analysis of external factors influencing the perception threshold. The novel approach of this work is the definition of the test stimuli as a force over time in comparison to the definition as a kinematic quantity, which is the current state of the art for determining haptic perception parameters.

To determine force perception characteristics a test bench is designed. It consists of a controlled electrodynamic force source and sensors for determining displacement and velocity. Forces up to 5 N at frequencies up to 1000 Hz with a minimal displacement of  $200\text{ }\mu\text{m}$  at all frequencies can be rendered by the source. The dynamic effects of the setup are modeled on the basis of concentrated network elements, based on this model, the dynamic effects are analyzed and compensated for the measurement. The analysis of the inherent error of the measuring setup calculates a maximum error of 5 % that occurs at the minimal mechanical impedance of the user.

To measure perception thresholds, classic and adaptive psychometric procedures are analyzed. This is done by a Monte Carlo simulation of three *Adaptive Staircase Methods* with different progression rules (*2down-1up*, *1up-3down*, and *KESTEN-approximation*), the *ML-Test* method by HARVEY ET AL., the *PEST* method by TAYLOR AND CREELMAN and the  $\Psi$  method by KONTSEVICH AND TYLER. 2- and 3-Alternative-Forced-Choice paradigms (*xAFC*) and a yes/no paradigm are examined.

---

The review is based on the indicators of accuracy, efficiency and robustness of the methods obtained from the simulation. A *1up-2down*-Staircase Method with a 3AFC paradigm is chosen for the experiment.

With the measuring setup and the selected measurement procedures, absolute perception thresholds for vibrotactile forces on the fingertip are calculated. 9 frequencies in the range of 5...1000 Hz are investigated. The lowest perception threshold is measured with a force amplitude of 0.5 mN at a frequency of 160 Hz. Furthermore differential perception thresholds for three different reference stimuli - near the absolute threshold, 0.25 N and 0.5 N - are measured. The calculated values are between 5...20 dB for larger reference stimuli, but increase to 18...41 dB when the reference stimulus approaches the absolute threshold. All experiments are conducted with at least 25 test subjects.

To investigate the quantitative dependency of perception on external parameters, a factorial experiment design is implemented. The statistical analysis of the results confirms a highly significant effect of frequency on the absolute and differential perception threshold. Furthermore, age, fingertip size and fine motor activity of the subjects are found to be significant in different extents. The experiments prove the mechanical impedance as coupling parameter between the perception of forces and kinematic quantities for the first time empirically.

From the results of the experiments, recommendations for the design of haptic systems are derived and the design of a force sensor for a minimally invasive device is presented as an example. With the mechanical impedance as a proven coupling parameter between the perception of forces and deflections, the concept of haptic transparency can be expanded to an optimization criterion with respect to properties of haptic perception.



---

# Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Fachgebiet Mess- und Sensortechnik der Technischen Universität Darmstadt in den Jahren 2008 bis 2013. Ich danke Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. R. Werthschützky für die Betreuung der Arbeit und die großen Freiräume, die mir bei der Bearbeitung eingeräumt wurden. Herrn Prof. Dr.-Ing. habil. T. Q. Khanh danke ich für das entgegengebrachte Interesse an meinem Forschungsthema und die Übernahme des Zweitgutachtens.

Ich danke meinen aktuellen und ehemaligen Kollegen am Institut für Elektromechanische Konstruktionen für die angenehme Arbeitsatmosphäre und die inspirierenden Diskussionen. Dank gebührt den Studierenden, die in Form von Projektseminaren, Studien- und Diplomarbeiten oder als wissenschaftliche Hilfskraft zu dieser Arbeit beigetragen haben und ohne die diese Arbeit in dieser Form nicht hätte entstehen können. Weiterhin möchte ich mich an dieser Stelle bei den 96 Testpersonen bedanken, die an den verschiedenen, teilweise anstrengenden und eintönigen, Experimenten teilgenommen haben. Dem Fördervereins des Instituts, dem EMK<sub>LU</sub>B, danke ich für die unbürokratische finanzielle Unterstützung dieser Experimente.

Meiner Familie und meinen Freunden danke ich für ideelle und tatkräftige Unterstützung während meiner Forschungstätigkeit.

Schwalbach im Januar 2013

*Christian Hatzfeld*

---

# Inhaltsverzeichnis

<b>Verzeichnisse</b>	<b>XV</b>
Begriffserklärungen . . . . .	XV
Abkürzungsverzeichnis . . . . .	XIX
Formelzeichen . . . . .	XXI
Indizes und Auszeichnungen . . . . .	XXIV
 <b>1 Einleitung</b>	 <b>1</b>
 <b>2 Die haptische Wahrnehmung des Menschen</b>	 <b>5</b>
2.1 Haptik als Interaktionsmodalität . . . . .	5
2.2 Untersuchung von Wahrnehmungsvorgängen . . . . .	11
2.2.1 Vergleich der Haptik mit anderen Sinnesmodalitäten . . . . .	12
2.2.2 Kraft, Auslenkung oder mechanische Spannung? . . . . .	13
2.3 Physiologische Grundlagen der Haptik . . . . .	15
2.3.1 Taktile Sinneszellen für die Oberflächensensibilität . . . . .	17
2.3.2 Kinästhetische Sinneszellen für die Tiefensensibilität . . . . .	26
2.3.3 Neuronale Verarbeitung . . . . .	27
2.4 Psychophysikalische Grundlagen . . . . .	27
2.4.1 Die psychometrische Funktion zur Beschreibung von Wahrnehmungsvorgängen . . . . .	28
2.4.2 Wahrnehmungsschwellen . . . . .	32
2.4.3 Überschwellige Kennwerte und Phänomene . . . . .	37
2.4.4 Haptische Wahrnehmung als lineares System . . . . .	40
2.4.5 Richtungsabhängigkeit der haptischen Wahrnehmung . . . . .	41
2.4.6 Haptische Eigenschaften von Objekten . . . . .	41
2.5 Ergonomische Aspekte . . . . .	42
2.5.1 Relevante Griff- und Kontaktarten . . . . .	42
2.5.2 Explorationstechniken der Haptik . . . . .	43
2.6 Einflussfaktoren auf die haptische Wahrnehmung . . . . .	44
2.7 Zusammenfassung . . . . .	46

<b>3</b>	<b>Haptische Systeme - Stand der Technik</b>	<b>49</b>
3.1	Anwendungen haptischer Systeme . . . . .	49
3.1.1	Telepräsenz Anwendungen . . . . .	50
3.1.2	Darstellung virtueller Realität . . . . .	54
3.1.3	Nicht-invasive medizinische Anwendungen . . . . .	56
3.1.4	Kommunikation über den haptischen Kanal . . . . .	56
3.2	Systemstrukturen . . . . .	58
3.2.1	Impedanzbasierte Systeme . . . . .	61
3.2.2	Admittanzbasierte Systeme . . . . .	61
3.2.3	Kopplung von Impedanz- und Admittanzsystemen . . . . .	62
3.2.4	Der Nutzer als Teil des Systems . . . . .	62
3.3	Entwicklungsprozess . . . . .	63
3.3.1	Ermittlung von Anforderungen . . . . .	63
3.3.2	Entwurf von Systemkomponenten . . . . .	64
3.3.3	Regelung . . . . .	68
3.3.4	Evaluation . . . . .	70
3.4	Wahrnehmungsinspirierter Entwurf haptischer Systeme . . . . .	75
3.4.1	Beispiele aus dem Stand der Technik . . . . .	75
3.4.2	Ableitung des Forschungsbedarfs . . . . .	78
<b>4</b>	<b>Messplatz zur Analyse der Kraftwahrnehmung</b>	<b>81</b>
4.1	Anforderungsermittlung . . . . .	81
4.2	Entwicklung einer hochdynamischen Kraftquelle . . . . .	84
4.2.1	Aktor . . . . .	84
4.2.2	Regelungs- und Sicherheitskonzept . . . . .	86
4.2.3	Kraftsensorik . . . . .	89
4.3	Weitere Komponenten des Messplatzes . . . . .	92
4.3.1	Wegsensorik . . . . .	92
4.3.2	Geschwindigkeitssensorik . . . . .	93
4.3.3	Systemsteuerung . . . . .	93
4.3.4	Implementierte Versuchsparameter . . . . .	95
4.4	Modellierung der lastabhängigen Krafteinkopplung . . . . .	97
4.4.1	Bestimmung der Führungsgröße . . . . .	100
4.4.2	Auswertung der Messgröße . . . . .	100
4.5	Abschätzung der Messunsicherheit des Messplatzes . . . . .	101
4.5.1	Fehler der verwendeten Sensoren . . . . .	101
4.5.2	Fehleranteil des Modells zur Messgrößenauswertung . . . . .	102
4.5.3	Eigenrauschen der Kraftquelle . . . . .	104

<b>5 Psychometrische Verfahren zur Messung von Wahrnehmungskennwerten</b>	<b>107</b>
5.1 Methoden	108
5.1.1 Klassische Methoden	108
5.1.2 Adaptive Methoden	109
5.1.3 Statistische Analyse zur Bestimmung von Kennwerten	114
5.2 Antwortparadigmen	115
5.2.1 Ja/Nein-Paradigma	116
5.2.2 Forced-Choice-Paradigma	117
5.2.3 Unforced-Choice-Paradigma	118
5.3 Auswahl eines Verfahrens	118
5.3.1 Auswahlkriterien	119
5.3.2 Simulation psychophysikalischer Verfahren	123
5.3.3 Simulationsergebnisse	126
5.3.4 Bewertung	134
5.3.5 Entscheidung für ein Messverfahren	134
5.3.6 Fazit zur Simulationsmethodik	136
5.4 Ausgestaltung des genutzten Messverfahrens	136
5.4.1 Konfiguration von Methode und Paradigma	137
5.4.2 Untersuchte Einflussparameter	138
5.4.3 Datenauswertung	139
<b>6 Messergebnisse und Ableitung der Wahrnehmungskennwerte</b>	<b>143</b>
6.1 Untersuchung von Kraftwahrnehmungsschwellen	143
6.1.1 Absolute Kraftwahrnehmungsschwelle	143
6.1.2 Differentielle Kraftwahrnehmungsschwelle (JND)	152
6.2 Parameterabhängigkeit der Kraftwahrnehmung	160
6.2.1 Auswahl der relevanten Faktoren und der Faktorstufen	161
6.2.2 Erstellen eines Versuchsplans	163
6.2.3 Ergebnisse	165
6.3 Die mechanische Impedanz als Kopplungsparameter	168
6.3.1 Messung und Modellierung der mechanischen Impedanz	170
6.3.2 Ergebnisse	172
6.4 Zusammenfassung der Messergebnisse	175

<b>7 Nutzung der experimentellen Ergebnisse zur Erweiterung der Entwurfsbasis für haptische Systeme</b>	<b>177</b>
7.1 Psychometrische Kennwerte in der Anforderungsermittlung haptischer Systeme . . . . .	177
7.1.1 Interaktionsanalyse . . . . .	178
7.1.2 Bestimmung der relevanten psychometrischen und mechanischen Kennwerte . . . . .	178
7.1.3 Einordnung in den Gesamtentwurf . . . . .	180
7.2 Entwurf von Systemkomponenten: Haptische Kraftsensoren . . . . .	180
7.2.1 Funktionsaufteilung zur Komplexitätsreduktion . . . . .	183
7.2.2 Auslegung der unterschiedlichen Prinzipien . . . . .	187
7.3 Transparenz als universelles Gütekriterium . . . . .	190
7.3.1 Fehlermaß der Transparenz . . . . .	190
7.3.2 Gedankenexperiment zur Berücksichtigung der Wahrnehmung	191
7.3.3 Ableitung eines Optimierungskriteriums . . . . .	195
<b>8 Fazit und Ausblick</b>	<b>197</b>
8.1 Zusammenfassung der Ergebnisse . . . . .	197
8.2 Ausblick auf weitere Fragestellungen . . . . .	198
<b>Literatur</b>	<b>201</b>
<b>Anhang</b>	<b>227</b>
<b>A Mechanische Modellierung auf Basis der Netzwerktheorie</b>	<b>227</b>
<b>B Herleitung der Autokorrelationsfunktion periodischer Signale</b>	<b>231</b>
<b>C Verwendete Messaufbauten</b>	<b>235</b>
C.1 Messplatz zur Untersuchung der haptischen Kraftwahrnehmung . . .	235
C.2 Messplatz zur Bestimmung der mechanischen Impedanz . . . . .	239
<b>D Weitere Versuchsergebnisse</b>	<b>243</b>
D.1 Analyse der Einflüsse auf die differentielle Wahrnehmungsschwelle (JND) . . . . .	243
D.1.1 JND für Referenzreize nahe der Wahrnehmungsschwelle . . .	243
D.1.2 JND für Referenzreize von 0,25 N . . . . .	246
D.1.3 JND für Referenzreize von 0,5 N . . . . .	249

---

D.2	Basisfunktion der psychometrischen Funktion für die Kraftwahrnehmung . . . . .	252
D.2.1	Ermittlung von Kriterien . . . . .	252
D.2.2	Bewertung möglicher Basisfunktionen . . . . .	254
D.2.3	Fazit . . . . .	255

---

# Verzeichnisse

---

## Begriffserklärungen

---

Begriff	Definition	Seite
<b>Adaptation</b>	Anpassung der Wahrnehmung des Nutzers an einen sich nicht ändernden Reiz in Abhängigkeit von der Zeit, die er auf den Nutzer einwirkt.	18
<b>Braille</b>	Schriftsprache, die auf Erhebungen in einer Fläche basiert und daher von Blinden und Sehbehinderten genutzt wird.	1, 25
<b>Empfindung</b>	bewusste Wahrnehmung und Interpretation eines Stimulus	11
<b>Ergonomie</b>	Teilgebiet der Arbeitswissenschaft, das sich mit der Gestaltung von Arbeitsplätzen und Produkten beschäftigt, um Arbeitsergebnisse und -geräte in Bezug auf Wirtschaftlichkeit und das Wohlergehen des arbeitenden Menschen zu optimieren.	1
<b>haptisches Bedienelement</b>	Mensch-Maschine-Schnittstelle (Sensor-Aktor-System), die dem Menschen Informationen über den haptischen Sinneskanal vermittelt und gleichzeitig Intentionen des Nutzers durch integrierte Sensorik erfassen und an die Systemregelung weiter geben kann.	58
<b>haptisches Display</b>	Mensch-Maschine-Schnittstelle (nur Aktorik), die dem Menschen Informationen über den haptischen Sinneskanal vermittelt.	59

Begriff	Definition	Seite
<b>haptische Transparenz</b>	Kennwert zur Beurteilung der haptischen Darstellungsqualität eines Systems. Dies wird als transparent bezeichnet, wenn Systemeigenschaften vom Nutzer nicht wahrgenommen werden können.	68
<b>Innervationsdichte</b>	Örtliche Dichte der Nervenzellen in der Haut.	20
<b>kinästhetisch</b>	zum System aus Muskeln, Knochen und Gelenken und den dazugehörigen Sinneszellen gehörig oder darauf einwirkend	8
<b>kutan</b>	zur Haut gehörig	9
<b>Median</b>	Mittlerer Wert einer beliebigen, nach Größe sortierten Reihe von Werten. Der Median (oder Zentralwert) einer Stichprobe teilt diese in zwei Hälften.	139
<b>Nutzer</b>	Person, die ein haptisches System nutzt. Im Sinne der Systemtheorie ist ein Proband auch immer ein Nutzer.	10
<b>Physiologie</b>	Teilgebiet der Biologie, der sich mit physikalischen und biochemischen Vorgänge in Gewebe, Organen und Zellen lebender Organismen beschäftigt.	5, 15
<b>Primitiv</b>	Grundelemente von Taxonomien und Klassifizierungen, die nicht in weitere Elemente aufgeteilt werden können.	5
<b>Proband</b>	Person, die an einem (psychophysikalischen) Experiment teilnimmt	13, 108
<b>Psychometrische Funktion</b>	Funktion, die zur Beschreibung von Wahrnehmungsvorgängen genutzt wird, in dem die Detektionswahrscheinlichkeit über der Reizstärke oder dem sich ändernden Parameter aufgetragen wird	29, 107, 113



Begriff	Definition	Seite
<b>Psychophysik</b>	Teil der experimentellen Psychologie der sich mit der Untersuchung des Zusammenhangs zwischen objektiv messbaren Reizen und der subjektiven Empfindung derselben durch den Menschen befasst	2, 5, 11
<b>p-Quantil</b>	Lagemaß aus der Statistik. Das p-Quantil ist der Wert einer Stichprobe, der größer als $p \cdot 100\%$ der Werte und kleiner als $(1 - p) \cdot 100\%$ der Werte der Stichprobe ist. Wichtige Quantile sind das 0,25-Quantil, das 0,5-Quantil (das dem Median entspricht) und das 0,75-Quantil.	139
<b>rezeptives Feld</b>	Hautareal, von dem aus eine einzelne Nervenfasern z.B. durch einen mechanischen Reiz angeregt werden kann [128]	18
<b>Run</b>	ein Durchlauf eines psychometrischen Verfahrens	107, 144
<b>Stepsize</b>	Parameter einer Staircase-Methode, der das Maß der Änderung des Stimulus für den folgenden Trial in Abhängigkeit der Antworten der vorhergehenden Trials beschreibt. Es ist üblich, dass die Stepsize im Verlauf des Runs angepasst wird.	109
<b>Stimulus</b>	Reiz oder Signal, das in einem psychometrischen Verfahren dem Probanden präsentiert und von ihm beurteilt werden muss. Wird auch mit dem Formelzeichen $\Phi$ angegeben.	6, 17, 107
<b>Stylus</b>	stiftförmige Schnittstelle zu einem haptischen System, wird z.B. von allen Geräten der Phantom-Reihe verwendet	143
<b>Sweat Factor</b>	Kennzahl zur Quantifizierung der Effizienz eines psychometrischen Verfahrens, siehe [339]	121
<b>taktil</b>	zum System der Mechanorezeptoren und der Haut gehörig oder darauf einwirkend	8



Begriff	Definition	Seite
<b>Taxonomie</b>	Klassifizierung von Objekten nach einheitlichen Kriterien. Ein Beispiel für eine Taxonomie ist z.B. die Einteilung von Organismen in die biologische Klassifizierung nach Gattung und Art etc.	5
<b>Trial</b>	Der Teil eines psychometrischen Verfahrens, der die Stimulusdarbietung an den Probanden beinhaltet. Wird so lange wiederholt, bis durch das Verfahren festgelegte Abbruch- oder Endbedingungen erreicht werden. Mehrere Trials bilden einen <i>Run</i> .	31, 107

---

## Abkürzungsverzeichnis

---

Abkürzung	Definition	Seite
<b>ANOVA</b>	engl. <i>Analysis of Variance</i> , Varianzanalyse	139
<b>DFG</b>	<i>Deutsche Forschungsgemeinschaft</i>	2, 76
<b>DoF</b>	<i>Degree of Freedom</i> , Anzahl der erfassten (Sensor) oder darstellbaren (Aktor) mechanischen Freiheitsgrade	67
<b>FIP</b>	<i>Force Impression</i> , von KERN entwickeltes, frequenzabhängiges Gewichtungungsverfahren, um die haptische Wahrnehmung des Menschen in technischen Systemen berücksichtigen zu können [204].	75
<b>FPGA</b>	<i>Field Programmable Gate Array</i> , integrierter Schaltkreis, der mit beliebigen logischen Schaltungen programmiert werden kann.	88
<b>JND</b>	<i>Just Noticeable Difference</i> , psychometrischer Kennwert, der die kleinste Reizänderung $\frac{\Delta\Phi}{\Phi}$ beschreibt, die vom Menschen wahrgenommen werden kann	34, 37, 70, 76, 137, 152, 153, 256
<b>MLL</b>	<i>Maximum Log Likelihood</i> , Schätzwert einer Wahrscheinlichkeitsverteilung nach der Maximum Likelihood-Methode. Wird im Rahmen dieser Arbeit nach [134] genutzt, um die Aussagekraft verschiedener Wahrscheinlichkeitsverteilungen in Bezug auf einen konkreten Versuchsparametersatz zu quantifizieren.	252
<b>QS</b>	<i>quasistatisch</i>	24
<b>RMS</b>	<i>Real Mean Square</i> , engl. Bezeichnung für Effektivwert	85
<b>SDT</b>	<i>Signal Detection Theory</i> , Ansatz zur Beschreibung der menschlichen Wahrnehmung, der stark von statistischen Annahmen geprägt ist.	12, 30, 115, 117, 118, 125, 199



Abkürzung	Definition	Seite
<b>TCP</b>	<i>Tool Center Point</i> , Bezugspunkt für die Berechnung von Kinematiken, an dem ein Werkzeug befestigt oder der Kontakt zur Umwelt hergestellt wird.	65
<b>VR</b>	<i>Virtual Reality</i> , computergenerierte Darstellung von Räumen und Umgebungen	6, 54
<b>WW</b>	<i>Wechselwirkung</i>	140
<b>xAFC</b>	<i>x Alternative Forced Choice</i> , Kurzbezeichnung für ein Forced-Choice-Antwort-Paradigma, bei dem Probanden aus <i>x</i> Alternativen dasjenige identifizieren müssen, in dem ein Stimulus vorhanden ist.	117
<b>xIFC</b>	<i>x Interval Forced Choice</i> , Spezialfall der xAFC-Paradigmen, bei denen die verschiedenen Alternativen in einer zeitlichen Abfolge dargeboten werden.	117

## Formelzeichen

Formelzeichen	Beschreibung	Einheit
$\alpha$	Signifikanzniveau	-
$\Delta$	kennzeichnet eine Änderung	-
$\theta$	Schwellwert	-
$\vartheta$	Temperatur	°C
$\kappa_\theta$	Kennwert der Genauigkeit eines psychometrischen Verfahrens	-
$\mu$	arithmetischer Mittelwert	-
$\xi$	Auslenkung, $\xi = \int v \, dt = \iint a \, d^2t$	m
$\eta^2$	Kennzahl aus der Varianzanalyse, die den Einfluss der jeweiligen unabhängigen Variable auf die abhängige Variable quantifiziert	-
$\Phi$	Reiz, je nach Kontext meistens die Intensität eines Reizes	-
$\Psi$	subjektive Empfindung	-
$\omega$	Kreisfrequenz, $\omega = 2\pi \cdot f$	$\frac{1}{s}$
$b$	<i>Bias</i> , systematische Abweichung von wahrem Schwellwert, Kenngröße zur Beurteilung der Robustheit eines psychometrischen Verfahrens	-
$B_0$	Magnetische Flussdichte im Luftspalt eines elektrodynamischen Wandlers	T
$c$	beliebige Konstante	-
$c_\lambda$	Entscheidungskriterium eines Probanden	-
$c_\theta$	Parameter der psychometrischen Funktion, der das Verhalten bezüglich des Schwellwerts kontrolliert.	-
$c_\sigma$	Parameter der psychometrischen Funktion, der das Verhalten bezüglich der Steigung kontrolliert.	-
$d$	Differentialoperator	-



Formelzeichen	Beschreibung	Einheit
$d'$	<i>detectability</i> , Maß der <i>Signal Detection Theory</i> für die Schwierigkeit einer Detektionsaufgabe oder das sensorische Hintergrundrauschen des Probanden (bei bekannter Signalverteilung).	-
$f$	Frequenz	Hz
$F$	Kraft	N
$F$	F-Statistik	-
$i$	Indizierungsvariable, meist $0 \dots i \dots n$	-
$Fj$	komplexer Operator	-
$K_{\text{Trial}}$	<i>Sweat Factor</i> , Kenngröße zur Beurteilung der Effizienz eines psychometrischen Verfahrens	-
$l$	Länge, hier Länge des stromdurchflossenen Leiters im Magnetfeld eines elektrodynamischen Wandlers	m
$m$	Masse, $m = \frac{F}{a}$	kg
$M$	Moment	Nm
$n$	mechanische Nachgiebigkeit, $n = \frac{\xi}{F}$	$\frac{\text{m}}{\text{N}}$
$n$	Gesamtanzahl	-
$p$	Signifikanzkennzahl eines statistischen Tests	-
$P$	Wahrscheinlichkeit, relativer Anteil	-
$P_{\text{mech}}$	mechanische Leistung	W
$P_{\text{R}}$	Ratewahrscheinlichkeit, Anteil der Trials, bei denen der Proband trotz abwesendem oder deutlich unterschwelligem Stimulus eine richtige Antwort abgibt	-
$P_{\text{V}}$	Versäumnisanteil, Anteil der Trials, bei denen der Proband trotz einer Stimulusintensität oberhalb der Wahrnehmungsschwelle eine falsche Antwort abgibt	-
$P_{\Psi}$	Psychometrische Funktion	-
$r$	mechanische Reibung, $r = \frac{F}{\nu}$	$\frac{\text{Ns}}{\text{m}}$



Formelzeichen	Beschreibung	Einheit
$r$	Zählvariablen	-
$R$	Autokorrelationsfunktion, siehe Anhang B	-
$R^2$	Bestimmtheitsmaß eines Modells	-
$s$	empirische Abweichung, siehe Gl. (5.2)	-
$s^2$	empirische Varianz	-
$\underline{\underline{S}}$	Dehnungstensor	$\frac{\text{m}}{\text{m}}$
$T$	Dauer	s
$\underline{\underline{T}}$	Spannungstensor	$\frac{\text{N}}{\text{m}^2}$
$\underline{T}_{\text{H}}$	Haptische Transparenz	-
$\nu$	Geschwindigkeit, $\nu = \frac{\text{d}}{\text{d}t} \xi = \int a \, \text{d}t$	$\frac{\text{m}}{\text{s}}$
$W$	Welch-Statistik	-
$x, y, z$	Raumkoordinaten	-
$\underline{z}$	mechanische Impedanz, $\underline{z} = \frac{F}{\underline{\nu}}$	$\frac{\text{Ns}}{\text{m}}$

## Indizes und Auszeichnungen

Die Verwendung von Indizes und Auszeichnungen wird mit Hilfe des Platzhalters ■ dargestellt.

Zeichen	Bezeichnung
■ $\theta$	kennzeichnet einen Schwellwert oder eine auf einen Schwellwert bezogene Größe
■ $\sigma$	kennzeichnet eine Abweichung
■ $e$	kennzeichnet einen Wert, der auf die Interaktionsumgebung (Environment) bezogen ist
■ $_{emp}$	kennzeichnet einen empirisch ermittelten Wert
■ $_m$	kennzeichnet einen Wert, der auf den Manipulator eines haptischen Systems bezogen ist
■ $_{max}$	kennzeichnet einen Maximalwert
■ $_N$	kennzeichnet einen Nennbereich
■ Nutzer	kennzeichnet einen Wert, der auf den Nutzer bezogen ist
■ $_r$	auf einen Run eines psychometrischen Verfahrens bezogener Wert
■ $_{res}$	kennzeichnet eine Auflösung
■ $_t$	kennzeichnet einen Wert, der auf den vom Nutzer aus gesehenen Eingang eines haptischen (Teleoperations-)Systems bezogen ist
■ Trial	kennzeichnet einen Wert, der auf einen einzelnen Trial eines psychometrischen Verfahrens bezogen ist
■ $\hat{\phantom{x}}$	Amplitude einer harmonischen Schwingung
■ $\underline{\phantom{x}}$	kennzeichnet eine komplexe Größe mit Betrag und Phase, z.B. $\underline{F}$ , nach DIN 5483-3/ISO 31-2



---

# 1 Einleitung

Der Begriff HAPTİK beschreibt die Lehre vom Tastsinn. Im allgemeinen Sprachgebrauch dient er auch als Oberbegriff für die fühlbaren Eigenschaften von Objekten. In der Wortzusammensetzung „haptisches Feedback“ bezeichnet er die Rückmeldung von technischen Systemen, insbesondere Geräten aus dem Bereich der Unterhaltungselektronik, unter Ausnutzung des haptischen Wahrnehmungskanals des Menschen.

Wissenschaftlich wird die Haptik als Teil der Wahrnehmungspsychologie, der  $\hookrightarrow$  Ergonomie<sup>1</sup> und in jüngerer Zeit auch von technischen Disziplinen betrachtet. Während die Psychologie grundlegende Aspekte der sensorischen Wahrnehmung untersucht, untersucht die Ergonomie die haptische Wahrnehmung als zusätzlichem Informationskanal bei der Interaktion mit komplexen Systemen. Während haptisch codierte Informationen als Ersatz für andere Sinne schon seit dem 19. Jahrhundert in Form von  $\hookrightarrow$  Braille-Schrift für Blinde und Sehbehinderte und in Form des Tadoma-Systems oder des Lorm-Alphabets für Taubblinde genutzt werden, kam eine breite Nutzung erst zusammen mit der weiteren Verbreitung von Mobiltelefonen in Form des Vibrationsalarms auf. Aktuell werden in Forschung und Industrie Systeme zur Vermittlung komplexer Informationen in kognitiv anspruchsvollen Situationen wie im Straßenverkehr untersucht, um höheren Komfort und höhere Sicherheit zu ermöglichen.

Eher technisch motiviert ist die Darstellung virtuell erzeugter Gegebenheiten, um die Realitätsnähe von Simulationen zu erhöhen und intuitive Handlungsweisen, insbesondere in der wissenschaftlichen Darstellung, zu ermöglichen. In jüngster Zeit werden hier medizinische Simulatoren zum Training von Chirurgen und Zahnärzten erforscht und evaluiert.

Eine weitere Anwendung ist die Nutzung des haptischen Sinneskanals zur Erzeugung von Telepräsenz, also der Interaktion mit einer örtlich getrennten Umgebung. Neben Anwendungen bei der Mikromontage oder in gefährlichen Umgebungen sind auch hier häufig medizinische Szenarien zu finden. Am Institut für Elektromechanische Konstruktionen (EMK) der Technischen Universität Darmstadt wird in diesem Rahmen an haptischen Systemen für den Einsatz in minimalinvasiven chirurgischen

---

<sup>1</sup> Im Glossar beschriebene Fachbegriffe und Abkürzungen sind im Text mit  $\hookrightarrow$  gekennzeichnet.

---

Szenarien geforscht. Beispielhaft sind hier die Projekte HAPCATH, INKOMAN und FLEXMIN zu nennen. Hier wird versucht, dem Chirurgen über eine haptische Rückmeldungen zusätzliche Informationen zu vermitteln, intuitives Arbeiten zu ermöglichen, die Patientensicherheit zu erhöhen und neuartige Kombinationen von Diagnose- und Operationsmethoden einzuführen.


## **Motivation dieser Arbeit**

Im Rahmen der Entwicklung der oben genannten Systeme musste festgestellt werden, dass nur unzureichende Informationen über die haptische Wahrnehmung des Menschen in nutzbarer Form im Stand der Technik vorhanden sind. Insbesondere existieren wenig quantitative Angaben über die Wahrnehmung von Kräften und die zugrunde liegenden Wahrnehmungsmechanismen. Diese sind aber insbesondere für die Entwicklung von aufgabenspezifischen Teleoperationssystemen mit angestrebt sehr hoher haptischer Darstellungsqualität von Bedeutung, da sie direkten Einfluss auf die Anforderungen der verwendeten Sensoren, Kinematiken, Aktoren und die Regelung haben. Diese offenen Fragen waren Grundlage für das Forschungsvorhaben *Messtechnische Analyse der menschlichen Kraftwahrnehmung zur Optimierung des Entwurfs haptischer Mensch-Maschine Schnittstellen*, das von der ↪ Deutschen Forschungsgemeinschaft unter dem Förderkennzeichen WE2308/7-1 gefördert wurde. Diese Arbeit beschreibt die Ergebnisse dieses Forschungsvorhabens.

## **Gliederung der Arbeit**

Im Rahmen dieser Ausarbeitung wird in Kapitel 2 zuerst der aktuelle Stand des Wissens über die haptische Wahrnehmung und die für den Entwurf von Teleoperationssystemen sinnvolle Betrachtungsweise als Interaktionsmodalität dargestellt. Kapitel 3 beschreibt den Stand der Technik haptischer Systeme, generelle Anwendungsfelder und den Entwurfsprozess von aufgabenspezifischen Systemen. Aus beiden Kapiteln wird dann in Abschnitt 3.4.2 der Forschungsbedarf abgeleitet.

In Kapitel 4 wird der zur Untersuchung der Kraftwahrnehmung nötige und im Rahmen dieser Arbeit aufgebaute Messplatz beschrieben. Kapitel 5 beschreibt die verschiedenen Messverfahren der ↪ Psychophysik. Auf Basis einer Simulation werden geeignete Verfahren für diese Arbeit ausgewählt. Die Ergebnisse der im Rahmen der Arbeit durchgeführten Tests mit Probanden werden in Kapitel 6 dargestellt und analysiert. Kapitel 7 zeigt die Anwendung der Schlussfolgerungen aus den Messergebnissen für den Entwurfsprozess haptischer Systeme, den Komponentenentwurf am Beispiel eines Kraftsensorkonzepts und der theoretischen Betrachtung einer



---

wahrnehmungsbasierten Evaluationsmethodik. Die Arbeit schließt mit einer Zusammenfassung der Ergebnisse und der Diskussion sich anschließender Fragestellungen in Kapitel 8.

---

## 2 Die haptische Wahrnehmung des Menschen

Ziel dieses Kapitels ist es, die relevanten Aspekte der verschiedenen wissenschaftlichen Disziplinen, die sich mit Haptik beschäftigen, für den technischen Systementwurf und das Verständnis dieser Arbeit zu vermitteln. Für den Systementwurf werden insbesondere die ergonomische, physiologische und psychophysikalische Analyse der Haptik betrachtet.

Die ergonomische Definition der Haptik wird im Abschnitt 2.1 genauer erörtert und eine  $\hookrightarrow$  Taxonomie der haptischen Interaktion und der haptischen Wahrnehmung vorgestellt. Die für diese Arbeit relevanten Aspekte der  $\hookrightarrow$  Physiologie und der  $\hookrightarrow$  Psychophysik sind das Thema der folgenden Abschnitte 2.3 und 2.4. Dabei wird der Stand von Forschung und Wissen so weit wiedergegeben, wie er für das Verständnis dieser Arbeit nötig ist. Zusätzliche ergonomische Aspekte wie Griffarten und Handlungsprimitive werden aufgrund ihrer Bedeutung für den Systementwurf in Abschnitt 2.5 dargestellt, ebenso wie die Analyse bekannter Abhängigkeiten der haptischen Wahrnehmung in Abschnitt 2.6.

---

### 2.1 Haptik als Interaktionsmodalität

---

Das haptische System des Menschen befähigt diesen zur Interaktion mit realen oder virtuellen Umgebungen durch mechanische, sensorische, motorische und kognitive Fähigkeiten [174]. Eine Interaktion kann dabei aus einem oder mehreren Vorgängen bestehen, die allgemein in zwei Klassen eingeteilt werden: motorische Handlungen (*Motion Control*) und Wahrnehmung (*Perception*) [214]. Die in diesen beiden Klassen enthaltenen Vorgänge werden auch als  $\hookrightarrow$  Primitive bezeichnet, da sie nicht weiter unterteilt und systematisiert werden können.

Die Klasse der *Wahrnehmung* kann in die Primitive Erkennen (*Detection*), Unterscheiden (*Discrimination*) und Identifizieren (*Identification*) von haptischen Informationen unterteilt werden [91, 308]. Die einzelnen Primitive beziehen sich dabei nur auf spezielle Ausprägungen von haptischer Information. Dies wird in der folgenden Aufstellung verdeutlicht:

---

**Erkennen** Das Primitiv *Erkennen* beschreibt, wie die Information der Anwesenheit eines  $\leftrightarrow$  Stimulus (z.B. Kraft, Beschleunigung, Nachgiebigkeit, Dämpfung) vom Menschen bzw. vom Nutzer wahrgenommen wird. Abhängig von den Randbedingungen der Interaktion können Stimuli erkannt oder nicht erkannt werden, wobei dies nicht nur von den Sinnesorganen (siehe Abschnitt 2.3), sondern auch der neuronalen Verarbeitung abhängt. Nur wenn ein Stimulus überhaupt erkannt ist, können die weiteren Primitive der Interaktion darauf angewendet werden.

**Unterscheiden** Sind mehrere Stimuli anwesend und erkannt, beschreibt das Primitiv *Unterscheiden*, wie Informationen wahrgenommen werden, die in unterschiedlichen Parametern eines Stimulus (z.B. Amplitude, Frequenz) oder Eigenschaften von Materialien und Objekten (z.B. Härte, Textur, Rauheit, Gewicht) enthalten sind.

**Identifizieren** Ähnlich wie bei der Unterscheidung benötigt auch das Primitiv *Identifizieren* anwesende und erkannte Stimuli. Diese werden allerdings nicht untereinander, sondern mit Erfahrungs- oder abstraktem Wissen verglichen, um eine Einordnung der Informationen zu ermöglichen. Ein Beispiel für eine solche Aufgabe ist das Identifizieren von geometrischen Eigenschaften von Objekten (z.B. Größe, Form).

Die Untersuchung dieser Primitive ist die Aufgabe der Psychophysik (siehe Abschnitt 2.2). Als viertes Primitiv betrachtet sie auch die Skalierung (*Scaling*), also das Verhalten von Maßstäben bei der Beurteilung von Stimuli und deren Parametern [91, 327]. Diese kann nicht direkt als Wahrnehmungsprimitiv im Sinne der Interaktion interpretiert werden, kann aber generell für einzelne Aspekte des Systementwurfs Hinweise zur Auslegung von Größen liefern.

Die *motorische Handlung* kann ebenfalls in Vorgänge unterteilt werden. Hier existieren die Primitive Bewegung (*Travel*), Auswahl (*Selection*) und Modifizierung (*Modification*) [36]. Diese werden zur Erfüllung folgender Aufgaben eingesetzt [36, 59]:

**Bewegung** Die *Bewegung* von Gliedmaßen, des ganzen Körpers oder eines entsprechenden Ersatzmodells (*Avatar*) dient zum Suchen oder Avisieren eines Ziels oder Objekts, zur Exploration der (unbekannten) Umgebung und zur Änderung der eigenen Position. Die Änderung einer bestehenden Bewegung ist ebenfalls in diesem Primitiv einzuordnen.

**Auswahl** Insbesondere in virtuellen Umgebungen ( $\leftrightarrow$  Virtual Reality (VR)-Anwendungen) ist das Markieren und/oder Auswählen eines Objekts oder

---

einer Funktion ein wichtiges Primitiv, das die direkte Interaktion mit Elementen dieser Umgebung überhaupt erst ermöglicht.

**Modifizierung** Das Primitiv *Modifizierung* basiert auf einer Auswahl und führt dann zur Änderung der Orientierung, der Position oder anderer Eigenschaften eines Objekts. Daneben wird auch das Fügen von mehreren Objekten diesem Primitiv zugeordnet.

Bei dieser Betrachtung ist zu beachten, dass nicht immer der Vorgang an sich, sondern das Ziel desselben relevant für die Einordnung eines Vorgangs ist. Wird z.B. an einem Computer gearbeitet und mit einer Maus ein Objekt ausgewählt, ist dies dem Primitiv *Auswahl* statt dem *Primitiv Bewegung* zuzuordnen.

### **Taxonomie haptischer Interaktion**

Mit diesen Definitionen lässt sich eine Taxonomie der haptischen Interaktion erstellen. Sie ist in Abb. 2.1 dargestellt. Mit Hilfe dieser Taxonomie können haptische Interaktionen klassifiziert und Analogien beim Systementwurf und insbesondere bei der Evaluierung (siehe Abschnitt 3.3.4) genutzt werden.

Neben dieser Taxonomie auf Basis von Interaktionsanalysen existieren auch weitere, eher psychophysikalisch geprägte Ansätze:

- Klassifikation haptischer Handlungs- und Wahrnehmungsprimitive in die Aufgabenbereiche Identifikation (*What-System*) und Lokalisation (*Where-System*) nach LEDERMAN UND KLATZKY [234]
- Unterscheidung auf Basis räumlicher und zeitlicher Auflösung der Wahrnehmung und dazugehöriger Kombinationen (z.B. Wahrnehmung von Texturen) sowie von „Haptik“, wobei letztere eher der oben beschriebenen Interaktion entspricht, nach HOLLINS [157]

Da der Systemgedanken in diesen Fällen weniger stark zum Tragen kommt, werden diese Ansätze hier nicht weiter verfolgt.

### **Taxonomie der Wahrnehmung**

Der Fokus dieser Arbeit liegt auf der Wahrnehmung und der Anwendung von Wahrnehmungskennwerten im Entwurfsprozess. Daher ist über die Taxonomie der haptischen Interaktion hinaus eine weitere Taxonomie erforderlich, die die unterschiedlichen Wahrnehmungsmodalitäten genauer beschreibt. Hierzu hat sich in

## Haptische Interaktionsprimitive

### Wahrnehmung

#### Erkennung von Reizeigenschaften

- Kraft und Druck
- kinematische Größen
- Viskosität
- Nachgiebigkeit

#### Unterscheidung von Reiz- und Objekteigenschaften

- *Reizeigenschaften wie oben*
- Textur
- Härte
- Masse

#### Identifikation von Geometrieigenschaften

- Größe
- Form

#### Skalierung

### Motorische Handlung

#### Bewegung

- Avisieren eines Objektes
- Exploration der Umgebung
- Art der Bewegung
- Änderung der eigenen Position

#### Auswahl von Objekten und Funktionen

- Markierung
- Treffen einer Auswahl

#### Modifizierung

- Änderung von Objekteigenschaften
- Zusammenfügen von Objekten

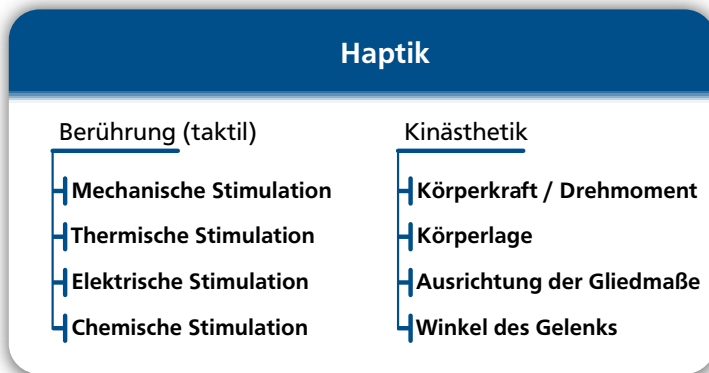
**Abb. 2.1:** Taxonomie der haptischen Interaktion  
*Darstellung basierend auf [308]*

der Literatur eine Aufteilung in die  $\hookrightarrow$  kinästhetische (Propriozeption) und  $\hookrightarrow$  taktile Wahrnehmung etabliert.

Die *kinästhetische Wahrnehmung* beschreibt die Wahrnehmung des Zustands des Bewegungsapparates, insbesondere Gelenkstellungen, Ausrichtung der Gliedmaße, Körperorientierung und Muskelspannung. Während der Wortstamm eigentlich *Bewegungssinn* bedeutet, wird er mittlerweile ebenso für die Beschreibung statischer Zustände verwendet [52]. Dazu existieren Sinneszellen in Muskeln, Sehnen und Gelenken (siehe Abschnitt 2.3.2). Im Sinne der oben dargestellten Taxonomie ist sie insbesondere bei der Durchführung motorischer Handlungen relevant, da die kinästhetischen Sinneszellen sozusagen als Sensor im biologischen Regelkreis zur Gliedmaßenpositionierung dienen.

Die *taktile Wahrnehmung* beschreibt die Wahrnehmungsfähigkeit der menschlichen Haut beim Kontakt zu einem Objekt oder einem System. Gegenüber der kinästhetischen Wahrnehmung zeichnet sie sich durch eine deutlich höhere Dynamik aus und kommt insbesondere bei Wahrnehmungsaufgaben im Sinne von Abb. 2.1 zum Tragen. Dazu gehört auch die Abschätzung von Masse und Viskosität [271] oder Nachgiebigkeiten [25] von handgehaltenen, bewegten Objekten.

Eine Taxonomie der verschiedenen Wahrnehmungsmodalitäten ist in Abb. 2.2 zu finden. Wird die Definition taktiler Wahrnehmung wie in der zugehörigen Norm ISO 9421 [59] streng auf der Lokalisierung der Sinneszellen begründet ( $\leftrightarrow$  kutane, d.h. zur Haut gehörige Sinneszellen, siehe Abschnitt 2.3.1), gehört auch die Wahrnehmung von Temperatur, chemischen Reizen (u.a. Geschmack) und Schmerzen in den Bereich der taktilen Wahrnehmung, da die dazugehörigen Sinneszellen in der Haut angesiedelt sind.



**Abb. 2.2:** Bestandteile der Haptischen Wahrnehmung nach [59]

*Der Fokus dieser Arbeit liegt auf der mechanischen Stimulation der taktilen Wahrnehmung.*

Diese Arbeit beschränkt sich aufgrund der Bedeutung und der technischen Anforderungen auf die mechanische Anregung des taktilen und kinästhetischen Systems (siehe Abschnitt 3.4.2). Für die Wahrnehmung von Schmerzen und Temperaturen wird auf die entsprechende Literatur verwiesen [62, 182, 223, 346]. Die Umgebung-



---

temperatur des Orts der haptischen Interaktion wird aber als Einflussparameter auf die Wahrnehmung von mechanischen Reizen in Abschnitt 2.6 betrachtet.

Beide Taxonomien sind die Grundlage für die Entscheidung, welche Aspekte der Wahrnehmung untersucht werden müssen, um Systeme zur haptischen Interaktion besser auslegen und entwerfen zu können. Das folgende Beispiel zeigt dabei die Bedeutung der Interaktionsanalyse und der unterschiedlichen Wahrnehmungsaspekte für das Systemdesign.

Ein  $\rightarrow$  Nutzer lässt sich am Morgen von seinem Mobiltelefon wecken. Dies geschieht durch ein akustisches Signal, das den Nutzer weckt und ihn veranlasst, eine Hand in Richtung seines Nachttisches zu bewegen (Bewegung), dort sein Mobiltelefon unter den verschiedenen anderen Dingen zu finden (Identifikation, Auswahl), vom Nachttisch zu nehmen (Bewegung) und die Weckfunktion auszuschalten (Modifikation).

Im Beispiel lassen sich die oben beschriebenen Interaktionsprimitive identifizieren. Wird ein technisches System entworfen, das z.B. zwischen Nutzer und seinem Mobiltelefon in den Handlungsablauf integriert werden soll, muss es mindestens diese Interaktionsprimitive vermitteln können. Eine Interaktionsanalyse bildet aber auch die Basis für eine gezielte Änderung der Interaktion. Hier wäre dies beispielsweise ein automatisches Abschalten der Weckfunktion durch Berühren oder eine definierte Modifikation des Mobiltelefons (z.B. Umdrehen). Damit können neue Funktionen zur Vereinfachung einer Aufgabe oder zur Erhöhung des Nutzerkomforts integriert werden.

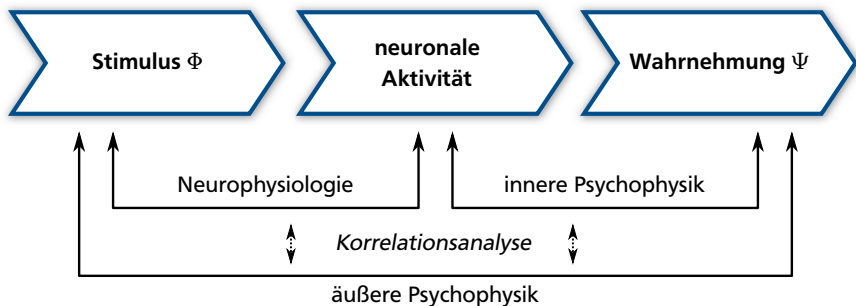
Wahrnehmungsfähigkeiten kommen ebenfalls in der beschriebenen Interaktion zum Einsatz. Kinästhetische Signale dienen dem motorischen System des Körpers zur Koordinierung der Handlungsprimitive, die Identifikation des Mobiltelefons erfolgt z.B. über Oberflächeneigenschaften (Härte, Wärmeleitung) oder die Erkennung der Form. Die neuronale Auswertung von kinästhetischen und taktilen Signalen dient zur Einstellung der nötigen Greifkraft beim Festhalten des Mobiltelefons [108]. Über ein vibrotaktilen Signal können noch vor dem Ausschalten Informationen über vergangene Ereignisse (z.B. ein verpasster Anruf) vermittelt werden.

Die Kenntnis der unterschiedlichen Wahrnehmungsmechanismen und eine technisch nutzbare Beschreibung derselben ist daher für den Entwurf haptischer Systeme essentiell. Dazu wird im nächsten Abschnitt die Herangehensweise der Psychophysik zur Untersuchung von Wahrnehmungsvorgängen vorgestellt.

## 2.2 Untersuchung von Wahrnehmungsvorgängen

Die Untersuchung von Wahrnehmungsvorgängen ist die Aufgabe der  $\hookrightarrow$  Psychophysik, eine Disziplin der experimentellen Psychologie. Sie wurde von G. T. FECHNER begründet [80] und untersucht den Zusammenhang zwischen subjektiven Empfindungen und objektiv messbaren Reizen. Hierzu wird schon von Fechner zwischen der inneren und der äußeren Psychophysik unterschieden [73].

Die *innere Psychophysik* beschreibt die Zusammenhänge zwischen neuronaler Aktivität und der subjektiven  $\hookrightarrow$  Empfindung  $\Psi$  eines Reizes  $\Phi$ . Die *äußere Psychophysik* beschreibt den Zusammenhang zwischen der subjektiven Empfindung und den physikalischen Eigenschaften eines Reizes. Zu Zeiten Fechners gab es noch keinerlei Methoden, um Vorgänge der inneren Psychophysik, insbesondere der neuronalen Aktivität, darstellen zu können. Erst neue Technologien und Verfahren ermöglichen die Untersuchung aller in Abb. 2.3 dargestellten Teilbereiche der modernen Psychophysik.



**Abb. 2.3:** Wahrnehmungskette nach [73]

Die angegebenen Teilbereiche der modernen Psychophysik untersuchen das Verhältnis zwischen den einzelnen Elementen der Wahrnehmungskette. Für diese Arbeit werden die Blöcke Stimulus und neuronale Aktivität in den Block sensorisches Verhalten zusammengefasst und Fragen der Neurophysiologie nicht untersucht.

Die Einteilung in innere und äußere Psychophysik bleibt erhalten, wird allerdings durch Methoden der *Neurophysiologie* ergänzt, die den Zusammenhang zwischen

---

physikalischen Eigenschaften und neuraler Aktivität beschreiben können. Über *Korrelationsanalysen* können Zusammenhänge zwischen den neuronalen Vorgängen und der äußeren Psychophysik hergestellt werden.

## **Vereinfachtes Modell der Psychophysik als Basis für den Systementwurf**

Für den Systementwurf ist ausschließlich die äußere Psychophysik interessant, da nur aus den physikalischen Eigenschaften von Reizen und der subjektiven Empfindung Entwurfsparameter abgeleitet werden können. Daher wird im Rahmen dieser Arbeit nur die äußere Psychophysik der haptischen Wahrnehmung betrachtet. Damit kann die in Abb. 2.3 dargestellte Wahrnehmungskette vereinfacht werden und die Stimulusdetektion mit der neuronalen Aktivität zum Block *Sensorisches Verhalten* zusammengeführt werden. In diesem Block werden die physiologischen Eigenschaften der Rezeptoren, externe Einflussparameter, grundlegende neuronale Verarbeitung und die Reizweiterleitung bis in das Gehirn zusammengefasst. Diese vereinfachte Sichtweise hat den Vorteil, dass das sensorische Verhalten technisch prinzipiell mit Wissen über Rezeptoren und neuronale Verarbeitung beschrieben werden kann und wichtige Eigenschaften wie Linearität aufweist (siehe Abschnitt 2.4.4). Eine eingehende Analyse erfolgt im Abschnitt 2.3.

Für das generell stochastische Verhalten bei der Reizerkennung steht mit der  $\leftrightarrow$  Signal Detection Theory (SDT) eine eigenständige Disziplin zur Untersuchung von Entscheidungsprozessen zur Verfügung [118, 370]. Die konkrete Nutzung wird im Rahmen der Beschreibung von psychophysikalischen Verfahren in Abschnitt 5.1 erläutert.

Diese vereinfachte Betrachtung der Psychophysik ist generell auf die Analyse aller Sinne anwendbar und bildet den Rahmen für diese Arbeit. Für die Anwendung auf die Haptik sind im Vergleich zu anderen Sinneswahrnehmungen einige Besonderheiten zu beachten, die in den folgenden Abschnitten beschrieben sind. Sie bilden die Randbedingungen für die Ausrichtung der Arbeit in Abschnitt 3.4.2 und den Entwurf des Messsystems in Kapitel 4.

---

### **2.2.1 Vergleich der Haptik mit anderen Sinnesmodalitäten**

---

Der Vergleich der Haptik mit anderen Sinnesmodalitäten, insbesondere der visuellen und akustischen Wahrnehmung, erfolgt am deutlichsten über eine Energiebetrachtung. Haptische Informationen werden primär durch einen bidirektionalen, nicht vernachlässigbaren, mechanischen Energiefluss zwischen Mensch und Umgebung

---

dargestellt [145]. Eine Ausnahme bildet die Darstellung rein taktiler Informationen ohne aktive Berührung des Nutzers [202]. Dies ist allerdings ein nur sehr eingeschränkt auftretender Fall, wenn der haptische Sinneskanal rein zur Informationsvermittlung genutzt wird.

Die Anwesenheit eines Nutzers ist also Voraussetzung und durch Kenngrößen wie Kontaktkräfte und die mechanische Impedanz auch ein relevanter Einflussparameter im Systementwurf. Bei allen anderen Sinnen sind diese nicht gegeben, sondern erscheinen höchstens im Kontext philosophischer Fragestellungen [64].

Betrachtet man die Menge der vorhandenen psychophysikalischen Kenntnisse über die verschiedenen Sinneswahrnehmungen, ist die Haptik deutlich hinter der visuellen [17, 47] und akustischen [378] Wahrnehmung einzuordnen. Dies ist zum einen auf die höhere Verbreitung von akustischer und visueller Informationsdarstellung zurückzuführen, zum anderen aber auch auf die einfacheren Versuchsaufbauten, die unabhängig von der Rückwirkung des  $\leftrightarrow$  Probanden auf das Messsystem sind. Daher besteht die Möglichkeit, durch Analogiebetrachtungen neue Untersuchungsziele für die Haptik zu definieren und - insbesondere im Bereich der psychophysikalischen Verfahren - von der verwendeten Methodik bei der Untersuchung von Sinneswahrnehmungen zu profitieren.

Untersuchungen der gustatorischen und olfaktorischen Wahrnehmung (Geschmacks- und Geruchswahrnehmung) sind im Vergleich zur Haptik seltener zu finden. Der Aufwand der Bereitstellung kontinuierlicher Stimuliparameter und lange Adaptationszeiten des Probanden erschweren diese Untersuchungen [244]. Dadurch können nur bestimmte, zeitaufwändige psychophysikalische Verfahren genutzt werden. Weiterhin ist die technische Bedeutung dieser Sinne als gering einzuschätzen, so dass nur wenig Kennwerte dieser Sinneswahrnehmungen existieren.

---

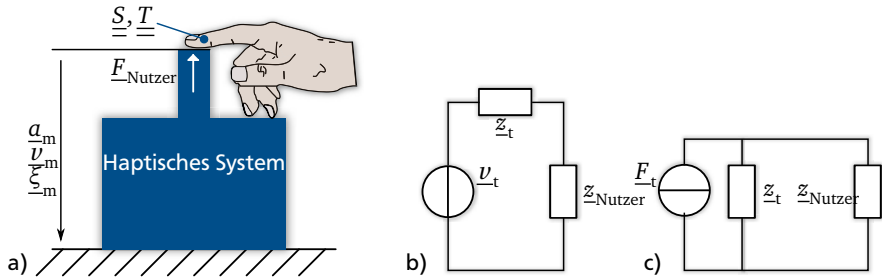
### 2.2.2 Kraft, Auslenkung oder mechanische Spannung?

---

Zur Untersuchung der Wahrnehmung muss die physikalische Form der Anregung bekannt sein. Bei der akustischen Wahrnehmung ist dies der Schalldruck, der über das Trommelfell und die Gehörknöchelchen des Mittelohrs als Impedanzwandler in das Innenohr mit Chochlea und Corti-Organ geleitet wird. Dort werden die akustischen Schwingungen in Nervenimpulse gewandelt [217]. Die visuelle Wahrnehmung basiert auf der Detektion von Photonen mit bestimmter Wellenlänge in den Sinneszellen (Zapfen und Stäbchen) der Retina [79].

Für die Haptik ist keine eindeutige Zuordnung bekannt, welche physikalische Größe tatsächlich wahrgenommen wird. Mögliche Optionen sind Kräfte, Auslenkungen und deren zeitlichen Ableitungen Geschwindigkeit und Beschleunigung sowie das mechanische Spannungsfeld in der Haut, wie in Abb. 2.4 dargestellt. Bestehende experimentelle Untersuchungen basieren häufig auf Anregungen, die durch einen Weg-, Geschwindigkeits- oder Beschleunigungsverlauf ( $\xi(t), v(t), a(t)$ ) über der Zeit oder ihre komplexwertigen Äquivalente im Frequenzbereich ( $\underline{\xi}_m, \underline{v}_m, \underline{a}_m$ ) definiert sind [98, 170]. Im Folgenden wird vorzugsweise die Signaldarstellung im Frequenzbereich verwendet.

Im Sinne der in dieser Arbeit verwendeten Netzwertheorie zur Modellierung mechanischer Systeme (s. Anhang A für weitere Erläuterungen) sind diese Größen Differenzgrößen und damit massebezogen definiert [238]. Daher ist eine Messung und die darauf basierende Regelung unabhängig vom Nutzer, was das System im Allgemeinen robuster macht. GREENSPAN zeigt, dass durch die Definition von Reizen über Differenzgrößen psychophysikalische Kennwerte mit geringerer Streuung gegenüber der Definition durch Flussgrößen ermittelt werden können [119].



**Abb. 2.4:** Mögliche haptische Messgrößen bei einer schematischen haptischen Interaktion zwischen einem Nutzer und einem haptischen System  
a) Schema, b) und c) korrespondierende Netzwerkdarstellung mit Thevenin-Ersatzquelle für Geschwindigkeit  $\underline{v}_t$  bzw. Kraft  $\underline{F}_t$  und Innenwiderstand  $\underline{z}_t$  und dem Nutzer als passiver, komplexer Impedanz  $\underline{z}_{\text{Nutzer}}$  [156].

Im Gegensatz zu kinematischen Größen ist ein Kraftverlauf  $\underline{F}_{\text{Nutzer}}$  eine Flussgröße in der Netzwerkdarstellung und damit von der Last abhängig, in diesem Fall der mechanischen Impedanz des Nutzers  $\underline{z}_{\text{Nutzer}}$ . Durch die große Streuung der mechanischen Impedanz bei unterschiedlichen Nutzern (vergl. Abschnitt 3.2.4) ist die

---

Regelung dieser Systeme komplexer als bei einer Differenzgröße als Regelgröße. Vermutlich aus diesem Grund gibt es nur wenige Studienergebnisse mit über Kraft definierten Stimuli, auch wenn entsprechende Kenntnisse für den Systementwurf vorteilhaft sein könnten.

Aufgrund des Aufbaus der menschlichen Haut und der darin liegenden Sinneszellen scheint das Feld örtlich verteilter mechanischer Kompressionsspannungen  $\underline{T}$  bzw. der örtlich verteilten Dehnungen  $\underline{S}$  als plausibelste Form der physikalischen Anregung [120]. Allerdings sind örtlich verteilte Feldgrößen im Gegensatz zu integralen Größen (wie Kraft, Geschwindigkeit und Beschleunigung) nicht direkt messbar. Dadurch ist eine definierte Erzeugung dieser Feldgrößen zur Analyse der Wahrnehmung nicht möglich. Erste Ansätze zur Modellierung von Feldgrößen im Gewebe auf Basis von finiten Elementen sind bekannt [60, 374], allerdings existieren keine Studien zur Wahrnehmung auf dieser Basis. Ein möglicher Ansatz zur Verifikation der oben gemachten Annahme wird im Rahmen dieser Dissertation experimentell untersucht.

---

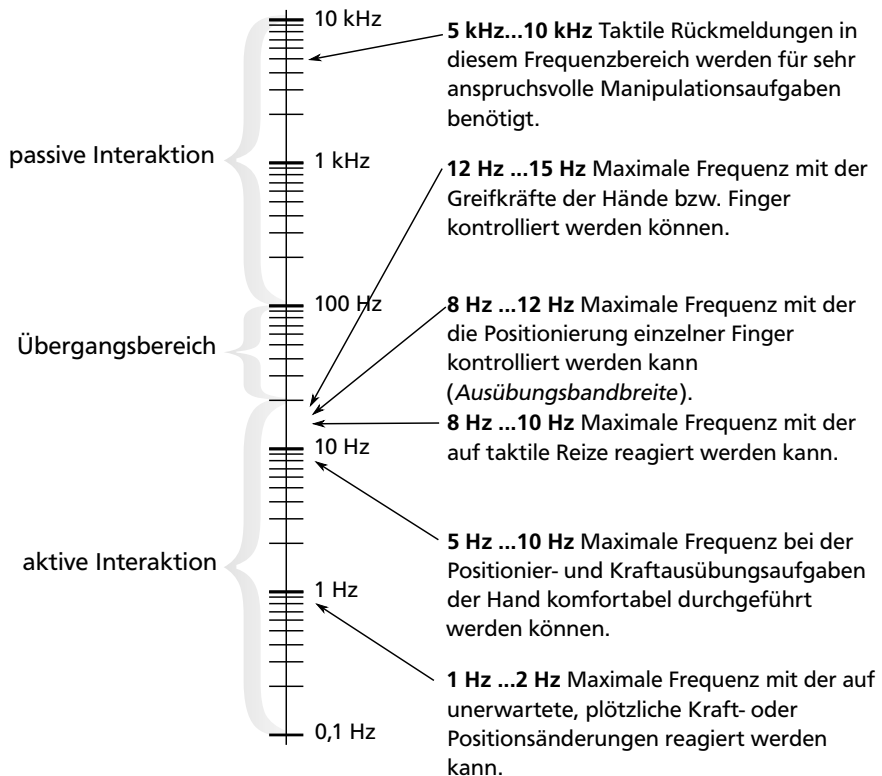
### 2.3 Physiologische Grundlagen der Haptik

---

Die  $\hookrightarrow$  Physiologie beschreibt die Eigenschaften der Sinneszellen, die für die Umwandlung mechanischer Reize in neuronale Impulse verantwortlich sind. Im Folgenden werden - ausgehend von der Taxonomie in Abschnitt 2.1 - taktile und kinästhetische Sinneszellen unterschieden. Neben der örtlichen Trennung dieser beiden Sensorsysteme wird häufig auch eine Trennung auf Basis der Dynamik der haptischen Interaktion vorgenommen.

Ausgehend von den Arbeiten von SHIMOGA wird die Dynamik der kinästhetischen Wahrnehmung mit den Ausübungsfähigkeiten des Menschen gleich gesetzt und der Dynamikbereich der taktilen Wahrnehmung bei ca. 1000 Hz begrenzt. Höhere Frequenzen können zwar noch wahrgenommen werden [92, 319], allerdings wird bezweifelt, dass diese signifikante Beiträge zur Wahrnehmung mit sich bringen [356, S. 3]. Sie haben technisch auch nur eingeschränkte Bedeutung, da die Erzeugung eine große Menge (elektrischer) Leistung erfordert. Abbildung 2.5 zeigt diese Zuordnung zusammen mit charakteristischen Werten aus [39, 318, 319].

Diese Unterscheidung ist insofern bedeutsam, da der Nutzer für Frequenzen oberhalb der Dynamik der Ausübungsfähigkeiten als passives mechanisches System in Form einer mechanischen Impedanz modelliert werden kann [156]. Aus dieser Passivität kann allerdings nicht auf Ergodizität geschlossen werden, die mechanische Nutzerimpedanz streut stark zwischen verschiedenen Nutzern [202]. Da sie zudem von der

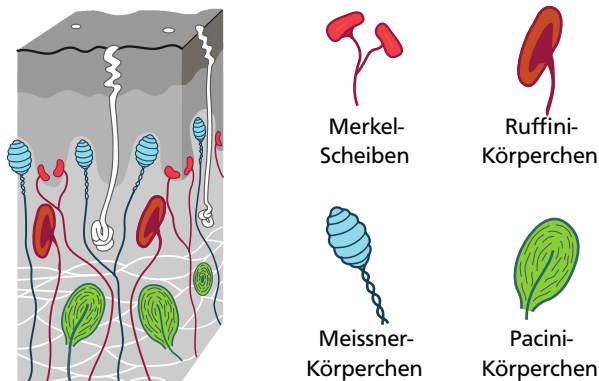


**Abb. 2.5:** Einteilung von kinästhetischer und taktiler Wahrnehmung auf Basis der Dynamik haptischer Interaktion  
 Abbildung basiert auf Daten aus [39, 202, 318, 319]

Griffsituation und den Randbedingungen wie der Kontaktkraft abhängt, ist auch die Annahme der Stationarität nur für genau definierte Randbedingungen haltbar.

### 2.3.1 Taktile Sinneszellen für die Oberflächensensibilität

Histologisch können in der unbehaarten Haut vier Sinneszellen unterschieden werden. Sie werden nach ihren Entdeckern Merkel-Scheiben, Ruffini-Körperchen, Meissner-Körperchen und (Vater-)Pacini-Körperchen genannt [49]. Eine schematische Abbildung der Sinneszellen und der Lokalisierung in den verschiedenen Hautschichten zeigt Abb. 2.6.



**Abb. 2.6:** Übersicht der taktilen Sinneszellen und ihrer Lokalisierung in unbehaarter Haut  
*Die Funktionen der Merkel-Zellen werden in behaarter Haut von Tastscheiben, die der Meissner-Körperchen von Haarfollikelrezeptoren übernommen. Die Dicke der Epidermis beträgt am Finger ca. 0,5 mm, die der Lederhaut ca. 1,2 mm [344]. Nicht abgebildet sind freie Nervenendigungen zur Nocizeption und Kälte- und Wärmerezeptoren. Abbildung basiert auf [346].*

Aufgrund der viskoelastischen Eigenschaften der Haut ist die Weiterleitung von extern eingeleiteter mechanischer Energie stark von der Oberflächenstruktur (Papillen), dem Schichtaufbau und lokalen Anomalien wie Knochen oder Adern in der Haut abhängig. Bei punktförmiger Einleitung von  $\leftrightarrow$  Stimuli sind daher neben reiner Kompression auch Scherkräfte innerhalb der Haut und - bei hochfrequenter



---

Anregung - Oberflächenwellen zu erwarten. Dieser Mechanismus führt zu komplexen Druck- und Spannungsverteilungen innerhalb der Haut, die von den einzelnen Rezeptoren unterschiedlich detektiert werden [49].

Diese Unterschiede werden im Folgenden ausgehend von den Eigenschaften der Haut dargestellt. Zur Untersuchung des Verhaltens einzelner Sinneszellen werden einzelne Nervenfasern mit Elektroden kontaktiert, das Auftreten von Nervenimpulsen gemessen und mit den Reizeigenschaften korreliert. Frühe Studien arbeiten hier mit Versuchstieren, deren Nervenfasern unter Narkose präpariert werden. Neue Methoden wie die Mikroneurographie erlauben mittlerweile Untersuchungen an wachen, menschlichen Probanden. Dazu werden Mikroelektroden durch die Haut gestochen und einzelne Nervenfasern kontaktiert, um Messungen durchzuführen [128]. Dieses Verfahren wurde auch im Neurolab der NASA genutzt [265] und dient aktuell zur Untersuchung des vegetativen Nervensystems [260].

### Von der Sinneszelle zu Mechanorezeptoren und Kanälen

Direkt unter der Hautoberfläche liegende Sinneszellen reagieren nur auf in unmittelbarer Nähe eingeleitete Reize. Tiefer angeordnete Zellen (Ruffini- und Pacini-Körperchen) reagieren, bedingt durch die stärkere Dissipation in tieferen Hautschichten, auch auf weiter entfernte Reize. Da häufig keine eindeutige Zuordnung der Sinneszelle zu einer Nervenfaser möglich ist, hat sich für die Beschreibung der taktilen Wahrnehmung eine formale Trennung zwischen der *Sinneszelle* (histologisch als korpuskuläre Nervenendigung bezeichnet) und dem *Mechanorezeptor* als Gebilde aus einer oder mehreren Sinneszellen samt der dazugehörigen Nervenfasern zum Anschluss an das zentrale Nervensystem [346] durchgesetzt.

Die Einteilung der Mechanorezeptoren richtet sich dabei nach der Größe der  $\leftrightarrow$  rezeptiven Felder sowie dem  $\leftrightarrow$  Adaptationsverhalten des Rezeptors bei einem konstanten Druckreiz [346]. Dabei bezeichnet das rezeptive Feld die Fläche, innerhalb der ein externer mechanischer Stimulus einen Nervenimpuls verursacht [128]. Das Adaptationsverhalten wird als langsam (SA, *slowly adapting*) oder schnell (RA, *rapidly adapting*) klassifiziert. Zusammen mit einer Kennzeichnung *I* für kleine rezeptive Felder und *II* für große, ergibt sich der Typ der Mechanorezeptoren wie in Tabelle 2.1 angegeben.

Wird die Antwort eines Rezeptors auf einen statischen Reiz über die Adaptation hinaus ausgewertet, kann das Kodierungsverhalten der Rezeptoren genauer definiert werden. Auf kinematische Größen bezogen werden Auslenkungen, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen detektiert [43, 128]. Die Zuordnung findet sich ebenfalls in Tabelle 2.1.

**Tab. 2.1:** Übersicht über die vier Typen von Mechanorezeptoren mit zugehörigen Sinneszellen  
*Angegeben sind Größe und Form der rezeptiven Felder und der Kodierungsverhalten. Die Größe der rezeptiven Felder ist als Bereich auf Basis der Quellen [43, 61, 159, 233, 346] angegeben.*

Typ	Sinneszelle	Größe (mm <sup>2</sup> )	Randbegrenzung	Kodierung
SA-I	Merkel-Scheiben	7 - 12	klar abgegrenzt	Auslenkungen, Geschwindigkeit
SA-II	Ruffini-Körperchen	50 - 75	diffus	Auslenkungen
RA-I	Meissner-Körperchen	7 - 19	klar abgegrenzt	Geschwindigkeit
RA-II (PC)	Pacini-Körperchen	100 - 300	diffus	Beschleunigung

---

Die in Tabelle 2.1 dargestellte Nomenklatur der Mechanorezeptoren ist aus einer biologischen (histologischen und physiologischen) Betrachtungsweise motiviert. Dort findet sich für die Mechanorezeptoren mit RA-II-Verhalten auch die Bezeichnung PC, orientiert am Pacini-Körperchen (engl. *Pacinian Corpuscle*), statt RA auch die Bezeichnung FA (engl. *fast adapting*).

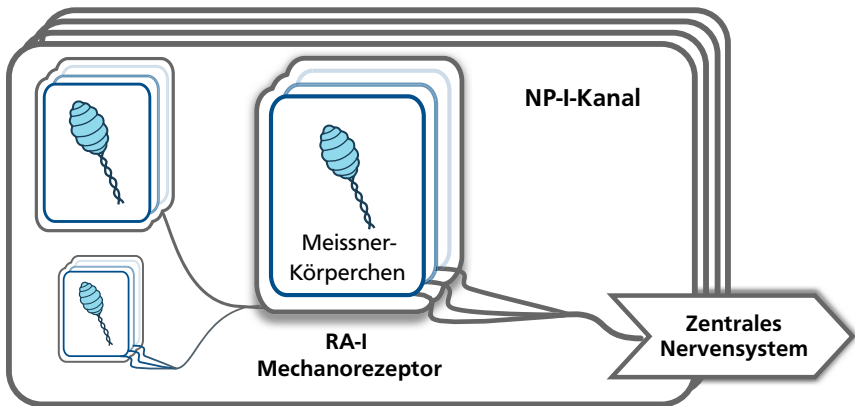
Neben den biologisch motivierten Bezeichnungen findet sich in der Psychophysik, insbesondere in den bekannten Arbeiten von GESCHEIDER ET AL. [98], auch die Bezeichnung Kanal (engl. *channel*) zur Beschreibung der Verbindung zwischen Sinneszellen und Gehirn. Ein Kanal ist dabei ein *"funktional-struktureller Pfad, durch den Informationen über die äußere Welt an bestimmte Gehirnregionen übermittelt werden, wo die eigentliche Wahrnehmung eines sensorischen Ereignisses stattfindet"* [30]. Der Unterschied zur obigen Definition der Mechanorezeptoren ist dabei, dass auch funktionale Vorgänge im Kanalmodell enthalten sind, um damit z.B. Maskierungsverhalten (siehe Abschnitt 2.4.3) darstellen zu können.

Die Verwendung der Begriffe in der Literatur ist teilweise synonym, es wird im allgemeinen davon ausgegangen, dass jedem Kanal ein Rezeptortyp zugeordnet werden kann. Die Kanäle werden mit NP-I (RA-I-Rezeptor), NP-II (SA-II-Rezeptor) NP-III (SA-I-Rezeptor, Kennzeichnung nach der englischen Bezeichnung *Non-Pacinian*) sowie PC (RA-II-Rezeptor) bezeichnet [32]. Experimentelle Nachweise existieren für das Vorhandensein aller vier Kanäle in unbehaarter Haut. Für behaarte Haut scheinen nur drei Kanäle relevant für die Wahrnehmung zu sein [33]. Eine Übersicht über die Nomenklaturen gibt Abb. 2.7. Bei der Nutzung des Kanalmodells ist zu beachten, dass es einige Aspekte der haptischen Interaktion, insbesondere die Wahrnehmung von Texturen und Oberflächen sowie die Reaktion auf (quasi-)statische Reize, nur eingeschränkt erklären kann [185, Kap. 4].

## Örtliche Verteilung

Die örtliche Verteilung der Mechanorezeptoren (oder auch  $\leftrightarrow$  Innervationsdichte) ist stark von der betrachteten Hautregion abhängig. Für die Hand zeigt sich eine stark unterschiedliche Verteilung der Mechanorezeptoren abhängig von ihrer Lokalisation: Oberflächennahe Rezeptoren (RA-I, SA-I) sind in den Fingerspitzen deutlich dichter verteilt als in der Handfläche, tief in der Haut liegende Rezeptoren zeigen keine starke Abhängigkeit von der Örtlichkeit. Abbildung 2.8 zeigt diesen Zusammenhang.

Die höchste Dichte von Mechanorezeptoren zeigt sich an der Fingerspitze und beträgt ca.  $250 \text{ cm}^{-2}$  [28] (Primärquelle [350]). Davon sind ca. 60 % Meissner-Körperchen, 30 % Merkel-Scheiben und jeweils 5 % Ruffini- und Pacini-Körperchen. Betrachtet



**Abb. 2.7:** Zusammenhang zwischen den Bezeichnungen Sinneszelle, Mechanorezeptor und Kanal am Beispiel des NP-I-Kanals  
*Der NP-I-Kanal besteht aus RA-I-Mechanorezeptoren, die wiederum Meissner-Körperchen als Sinneszellen beinhalten. In NP-I- und NP-III-Kanälen werden Signale mehrerer Sinneszellen verarbeitet, in NP-II- und PC-Kanälen die Signale einzelner Sinneszellen [32].*

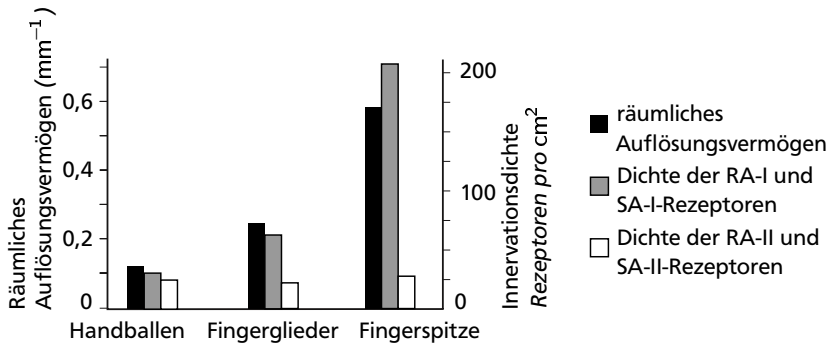
man die gesamte Hand, verschieben sich die Anteile zu 43 % Meissner-Körperchen, 25 % Merkel-Scheiben, 19 % Ruffini-Körperchen und 13 % Pacini-Körperchen [315]. Generell kann aufgrund der hohen Innervationsdichte angenommen werden, dass eine mechanische Anregung immer mehrere Rezeptoren unterschiedlichen Typs anregt. Für die Auslegung haptischer Systeme ist dabei die Tatsache relevant, dass nicht die Dichte, sondern näherungsweise die absolute Anzahl von Rezeptoren über verschiedene Nutzer hinweg konstant ist. Anschaulich heißt dies, dass kleine Hände empfindlicher sind als große Hände [283].

---

## Funktionen der einzelnen Rezeptoren und Kanäle

---

Die weitere Unterscheidung erfolgt auf der Ebene der einzelnen Kanäle. Neben den oben genannten Eigenschaften der Mechanorezeptoren unterscheiden sich die Kanäle in den folgenden Eigenschaften [30, 32]:



**Abb. 2.8:** Innervationsdichten von oberflächennahen und tiefer liegenden Rezeptoren  
*Die größere Innervationsdichte von Merkel- und Meissner-Rezeptoren führt zu einem höheren örtlichen Auflösungsvermögen statischer Reize. Abbildung basiert auf [346].*

**Frequenzabhängigkeit** Die Kanäle sind in unterschiedlichen Frequenzbereichen empfindlich. Während NP-II- und NP-III-Kanäle auf quasistatische und niederfrequente Reize (bis ca. 20-50 Hz) reagieren, ist der PC-Kanal erst ab Frequenzen von ca. 50 Hz empfindlich, kann aber Reize bis zu 10 kHz detektieren. Die Untersuchung der Frequenzabhängigkeit ist nur mit psychophysikalischen Messungen unter Verwendung von Maskierungsschemata möglich, so dass es je nach Studie Unterschiede in den Angaben der Empfindlichkeit gibt. Die Frequenzabhängigkeit ist unter anderem durch den biomechanischen Aufbau der Sinneszellen bedingt [105, 128].

**Schwellwerte** Jeder Kanal weist Schwellwerte auf, die unabhängig von den anderen Kanälen sind. Eine Verbindung der Informationen aus mehreren Kanälen geschieht erst im zentralen Nervensystem [30]. Ein „Übersprechen“ zwischen den Kanälen ist ebenfalls nicht nachzuweisen [172]. Aktuelle Studien beschreiben zudem ein lineares Verhalten der einzelnen Kanäle (siehe Abschnitt 2.4.4).

**Summationsverhalten** Summation beschreibt die Eigenschaft eines Kanals, temporal (zeitlich) oder spatial (örtlich) nah beieinander liegende Reize als einen einzelnen Reiz wahrzunehmen. Die Ursache für Summation liegt zum einen in den neuronalen Vorgängen zur Reizweiterleitung [69], es werden aber auch weitere Summationsmechanismen im Gehirn vermutet, um Empfindlichkeitsunterschiede der einzelnen Sinneszellen zu kompensieren [104, 106]. Dabei

---

zeigen Untersuchungen, dass keine spatiale Summation für quasistatische Reize auftritt [213], allerdings bei dynamischen Reizen beobachtet werden kann [189].

**Temperaturabhängigkeit** Die Empfindlichkeit der taktilen Wahrnehmung ist in Bezug auf den Schwellwert und die dazugehörige Frequenz temperaturabhängig. Dabei wird den NP II- und PC-Kanälen eine stärkere Temperaturabhängigkeit als den NP I- und NP III-Kanälen zugesprochen [32]. Andere Studien finden für Messungen an der Hand erst ab hohen Frequenzen größer 125 Hz eine temperaturabhängige Veränderung der Schwellwerte, allerdings keinen Einfluss an der behaarten Haut des Unterarms [354]. Neben der Temperaturabhängigkeit der mechanischen Eigenschaften des Hautgewebes [120] scheint also auch eine Abhängigkeit der einzelnen Kanäle zu existieren.

Eine Übersicht über alle angesprochenen Eigenschaften der Kanäle ist in Tabelle 2.2 gegeben. Aus diesen Kennwerten können zusammen mit Untersuchungen der haptischen Interaktion Funktionen der einzelnen Kanäle für die Wahrnehmung und die Interaktion identifiziert werden [178, 179, 180, 280].

### **NP-I (RA-I, Meissner-Körperchen)**

Zum NP-I-Kanal gehören die meisten Sinneszellen in der menschlichen Haut. Sie haben eine geringere spatiale Auflösung als SA-I-Rezeptoren (entspricht dem rezeptiven Feld), dafür aber eine höhere Empfindlichkeit und eine etwas größere Bandbreite als diese (siehe Tabelle 2.2). Die zum Kanal gehörigen Meissner-Körperchen sind (bio-)mechanisch so aufgebaut, dass sie gegenüber statischen Reizen unempfindlich sind.

Die RA-I-Rezeptoren reagieren empfindlich auf tangential zur Hautoberfläche wirkende Reize und sind daher insbesondere für das Erkennen des (Durch-)Gleitens von handgehaltenen Objekten (engl. *slip*) und die damit verbundene Greifkraftkontrolle verantwortlich. Zusammen mit dem PC-Kanal sind sie für das Erkennen von Vibrationsfrequenzen verantwortlich [227, 251].

Der NP-I-Kanal kann Erhebungen von nur  $2\mu\text{m}$  auf einem sonst glatten Objekt erkennen, wenn eine Relativbewegung zwischen Haut und Objekt vorliegt. Dies geschieht durch die Verformung der Papillen auf der Fingerkuppe durch das Objekt. Reaktionskräfte und -verformungen dieses Vorgangs liegen in Frequenz- und Intensitätsbereichen, die die RA-I-Rezeptoren aktivieren [229]. Ähnliche Filtereigenschaften von Oberflächenstrukturen werden auch für den Entwurf von Kraftsensoren verwendet [311].

**Tab. 2.2:** Auswahl relevanter Eigenschaften der Kanäle der taktilen Wahrnehmung  
*Bei mehreren Quellen zu einer Eigenschaft sind mittlere Werte bzw. die am häufigsten genannten Wertebereiche angegeben. Verwendete Abkürzung:  $\hookrightarrow$  QS = quasistatisch*

Kanal	Sinneszelle	Rezeptortyp	Empfindliche Bandbreite (Hz)	Größe des rezeptiven Felds (mm <sup>2</sup> )	spatiale Auflösung (mm)	Kodierung	Summationsfähigkeit	Temperaturabhängigkeit
	[32]	[32]	[43, 30, 32, 159, 262]	[43, 61, 159, 233, 346]	[127]	[43, 128]	[32, 185]	[32]
NP-I	Meissner-Körperchen	RA-I	10 ... 50	7 ... 19	3 - 5	Intensitätsänderung	spatial	gering
NP-II	Ruffini-Körperchen	SA-II	QS ... 50	50 ... 75	10	Intensität	temporal	vorhanden
NP-III	Merkel-Scheibe	SA-I	QS ... 20	7 ... 12	0,5	Intensität, Intensitätsänderung	nicht bekannt	gering
PC	Pacini-Körperchen	RA-II	40 ... 1000	100 ... 300	>20	Beschleunigung	spatial und temporal	vorhanden

---

### **NP-II (SA-II, Ruffini-Körperchen)**

Die zum NP-II-Kanal gehörenden SA-II-Rezeptoren reagieren empfindlich auf laterale Dehnung der Haut. Durch sie kann die Richtung einer einwirkenden Kraft, z.B. beim Festhalten eines Werkzeugs, detektiert werden. Der Kanal ist in Bezug auf die Intensitätswahrnehmung empfindlicher als der NP-III, hat aber eine deutlich schlechtere spatiale Auflösung.

Durch den Kanal werden auch Informationen zur Haltung von Gliedmaßen übermittelt, wenn Hautdehnungen z.B. durch Gelenkflexion eingeleitet werden. Die SA-II-Rezeptoren tragen daher auch zur kinästhetischen Wahrnehmung bei. Durch entsprechende Stimulation des NP-II-Kanals kann eine Illusion von Körperhaltungen erzeugt werden [72, 157].

### **NP-III (SA-I, Merkel-Scheiben)**

Der NP-III-Kanal mit den dicht unter der Oberfläche sitzenden Merkel-Scheiben als zugeordneten Sinneszellen ist empfindlich gegenüber Dehnungen in Normal- und Scherrichtung in der Haut. Durch die langsame Adaptation des Kanals, die hohe Dichte der Sinneszellen und die hohe spatiale Auflösung (kleiner als 0,5 mm trotz des größeren rezeptiven Felds eines einzelnen Mechanorezeptors) ist er insbesondere für die Detektion von Erhebungen, Ecken und Rundungen verantwortlich und Basis für das Erkennen von Formen und Texturen.

Durch die Kodierung von Intensität und Intensitätsänderungen ist dieser Kanal (zusammen mit RA-I) für das Lesen von  $\leftrightarrow$  Braille nötig, Studien zeigen ebenfalls einen Einfluss des Kanals beim Einstellen von Kräften mit Muskelgruppen im Handgelenk und Ellbogen [186].

### **PC (RA-II, Pacini-Körperchen)**

Der PC-Kanal mit den schnell adaptierenden RA-II-Rezeptoren besitzt die größten rezeptiven Felder und die größte Bandbreite. Er wird insbesondere für die Detektion von Vibrationen benötigt, die beim Nutzen von Werkzeugen durch das Werkzeug selbst übertragen werden und dem Nutzer Rückmeldung über die Zustände am abgewandten Werkzeugende geben. Dieses Verhalten des PC-Kanals ermöglicht z.B. das Identifizieren unterschiedlicher Oberflächen durch ein starres Werkzeug [84]. Durch die sehr hohe Empfindlichkeit (Vibrationsamplituden von wenigen Nanometern können durch PC-Kanäle detektiert werden [32]) tragen auch weiter von der Kontaktstelle befindliche Sinneszellen zur Wahrnehmung bei, in dem sie auf entstehende Oberflächenwellen reagieren [49, 242]. Damit dynamische Kräfte



---

bei der Bewegung von Extremitäten keinen Einfluss auf die Wahrnehmung des PC-Kanals haben, weist er eine starke Hochpasscharakteristik mit Filtersteigungen von bis zu 60 dB pro Dekade auf.

Bei vielen Interaktionen signalisieren RA-II-Rezeptoren, dass etwas passiert, auch wenn sie zur eigentlichen Interaktion keinen nennenswerten Beitrag leisten. Ein Beitrag des Kanals zur Erkennung von Rauheit und Oberflächentextur wird ebenfalls vermutet [61].

---

### 2.3.2 Kinästhetische Sinneszellen für die Tiefensensibilität

---

Für die kinästhetische Wahrnehmung sind zwei Rezeptortypen bekannt [52, 127, 181]. Die sogenannten *Muskelspindeln* bestehen aus interfusalen Muskelfasern, die mit Nervenfasern umschlungen und parallel zur Arbeitsmuskulatur angeordnet sind. Dadurch können sie Dehnungen der Arbeitsmuskulatur erkennen. Histologisch betrachtet bestehen Sie aus zwei Wirksystemen, den Kernketten- und den Kernsackfasern, die auf Intensität und Intensitätsänderung reagieren [167].

Als zweite Gruppe Rezeptoren sind *Golgi-Sehnenorgane* bekannt. Diese sind seriell zum Arbeitsmuskel angeordnet und detektieren die mechanische Spannung in der Muskulatur. Damit dienen sie neben der Einstellung einer Muskelspannung (also einer definierten Kraft) auch zur Überwachung der maximalen Muskelspannung. Sonderformen der Golgi-Organen existieren in Gelenken, wo sie die Spannung im Gelenk bzw. der Gelenkbänder in extremen Stellungen überwachen [127]. Golgi-Organen reagieren vornehmlich auf Intensität.

Die dynamischen Anforderungen an die Rezeptoren sind geringer im Vergleich zum taktilen System, da die vorgelagerten Extremitäten ein mechanisches Tiefpassverhalten aufweisen [200]. Die Anforderungen an die relative Auflösung sind allerdings vergleichbar mit dem taktilen System. Dabei weisen körpernahe Gelenke höhere absolute Auflösungen auf. Im Hüftgelenk können beispielsweise vom Nutzer Winkeländerungen von  $0,22^\circ$  detektiert werden, am Fingergelenk steigt die minimale Auflösung auf  $4,4^\circ$  [52]. Die ist im größeren Einfluss eines Winkelfehlers eines körpernahen Gelenks auf die Position einer Extremität begründet. Die Positioniergenauigkeit des kinästhetischen Systems steigt mit steigender Bewegungsgeschwindigkeit an [181].

Die kinästhetische Wahrnehmung wird außerdem durch die Informationen des NP-II-Kanals, des Vestibularorgans zur Gleichgewichtserkennung im Ohr und die visuelle Kontrolle des Auges unterstützt. Im Vergleich zum taktilen System, das auf

---

Intensitäten oder deren Änderungen reagiert, zeigen verschiedene Experimente, dass kinästhetische Wahrnehmung mit energetischen Größen korreliert [335, 345]. Dies heißt z.B. bei haptischen Drehstellern, dass eine Darstellung von Energie über dem Drehwinkel besser mit Nutzereindrücken korreliert als die verbreitetere Darstellung von Drehmoment über Drehwinkel [298].

Im Rahmen dieser Arbeit liegt der weitere Fokus auf der taktilen Wahrnehmung mit den höheren Anforderungen an Bandbreite und Genauigkeit und damit größerer Bedeutung für den Systementwurf.

---

### 2.3.3 Neuronale Verarbeitung

---

Erst die neuronale Verarbeitung der Informationen aus den vier taktilen und zwei kinästhetischen Kanälen, zusammen mit multimodalen Einflüssen aus Vision und Akustik führt zu einer Wahrnehmungsempfindung, die der Nutzer bewusst oder unbewusst erfährt und die in einer bewussten Reaktion münden kann. Während die Vorgänge bei der Weiterleitung und Verarbeitung von Nervenimpulsen eingehend untersucht sind [177, 314], gibt es noch keine umfassend bestätigte Theorie zur Verarbeitung im Zentralnervensystem (Rückenmark und Gehirn).

Aktuelle Forschungen postulieren ein Bayes'sches Rahmenwerk, das neben den Informationen aus den unterschiedlichen Wahrnehmungskanälen auch Erfahrungswissen berücksichtigt und zu einer Handlung führt [77]. Abbildung 2.9 zeigt den schematischen Ablauf von der Sinneswahrnehmung bis zu einer Reaktion. Aktuelle Experimente bestätigen diesen Ansatz [108, 272], der auch schon in technischen Anwendungen zur Identifikation von Oberflächenparametern eingesetzt wird [209].

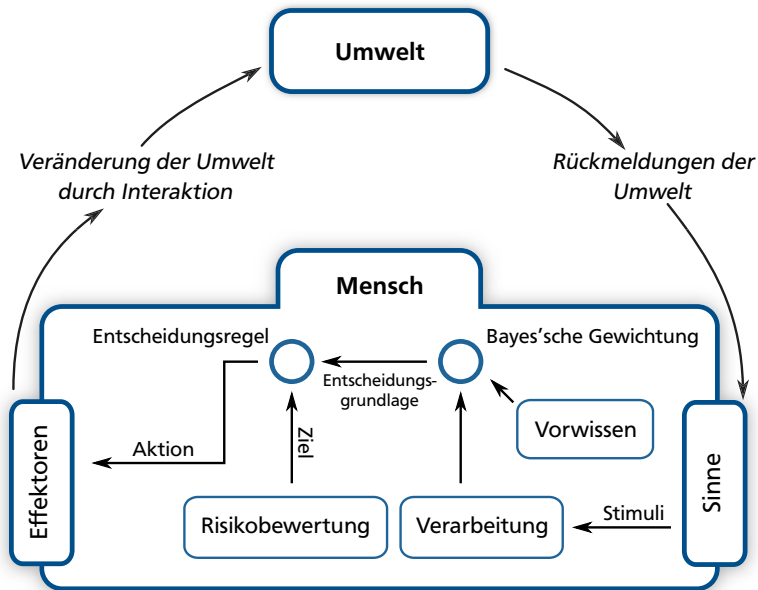
Wie in Abschnitt 2.2 ausgeführt, fokussiert diese Arbeit auf die äußere Psychophysik. Fragen zur neuronalen Verarbeitung werden nicht weiter vertieft. Um multimodale Einflüsse bei der Ermittlung von Wahrnehmungskennwerten zu vermeiden, müssen daher geeignete Vorkehrungen getroffen werden, um die Messergebnisse nicht zu verfälschen.

---

## 2.4 Psychophysikalische Grundlagen

---

In diesem Abschnitt werden grundlegende Konzepte der Psychophysik sowie der aktuelle Stand des Wissens in Bezug auf die Haptik dargestellt. Die zur Ableitung der Kennwerte nötige psychophysikalische Methodik wird in Abschnitt 5.1 vorgestellt.



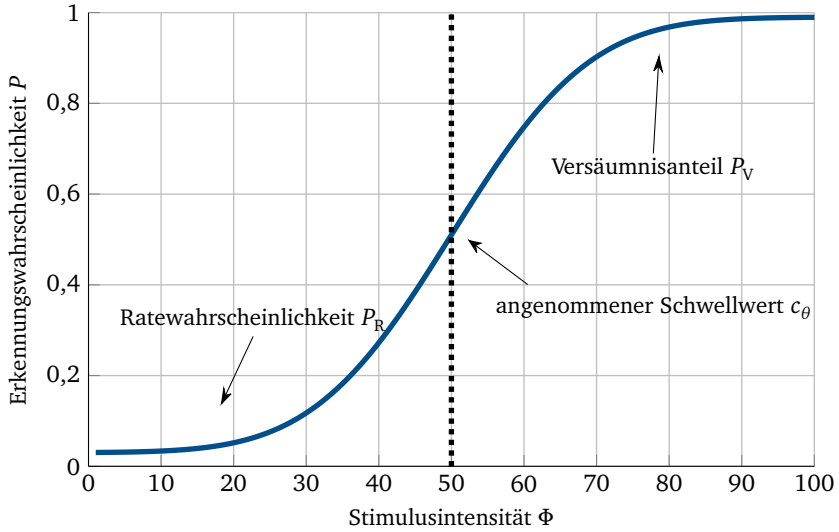
**Abb. 2.9:** Schema der sensorischen Integration nach [77]

*Erfahrungswissen wird mit den aktuellen sensorischen Eindrücken zu einer Wahrnehmung der Situation kombiniert. Zusammen mit einer Risikobewertung in Bezug auf das aktuelle Ziel der Handlung wird eine Entscheidung getroffen und ggf. eine Interaktion über die Effektoren (Gliedermaßen, Sprache etc.) veranlasst.*

#### 2.4.1 Die psychometrische Funktion zur Beschreibung von Wahrnehmungsvorgängen

Wahrnehmungsprozesse egal welcher Sinnesmodalität entsprechen nicht den allgemeinen Anforderungen für die technische Systembeschreibung. Sie sind weder linear noch stationär, da die Prozesse des sensorischen Verhaltens (siehe Abschnitt 2.2) zwar auf diese Weise beschrieben werden können, der sich anschließende Wahrnehmungsprozess allerdings nicht. Dies lässt sich mit Abb. 2.9 anschaulich dadurch erklären, dass die Gewichtungs- und Entscheidungsregeln sowie die Risikobewertung nicht allgemeingültig hergeleitet und beschrieben werden können.

Aus diesem Grund werden Wahrnehmungsprozesse in der äußeren Psychophysik nicht durch Kennwerte, sondern durch Wahrscheinlichkeitsverteilungsfunktionen beschrieben. Aus diesen Funktionen können wiederum einzelne Kennwerte abgeleitet werden. Ein Beispiel einer solchen sogenannten  $\hookrightarrow$  psychometrischen Funktion ist in Abb. 2.10 angegeben. Auf der  $x$ -Achse ist eine Intensität eines beliebigen Stimulus  $\Phi$  aufgetragen, auf der  $y$ -Achse die Wahrscheinlichkeit  $P$ , mit der ein Proband einen Stimulus mit dieser Intensität detektiert.



**Abb. 2.10:** Psychometrische Funktion auf Basis einer Gauß'schen Normalverteilungsfunktion. Gekennzeichnet sind ein angenommener Schwellwert von  $c_\theta = 50$  Stimuluseinheiten mit der Detektionswahrscheinlichkeit  $P = 0,5$ , die Ratewahrscheinlichkeit  $P_R$  und der Versäumnisanteil  $P_V$ .

Die psychometrische Funktion  $P_\Psi$  hat nach [369] die generelle Darstellung nach Gl. (2.1)

$$P_\Psi(\Phi, c_\theta, c_\sigma, P_R, P_V) = P_R + (1 - P_R - P_V) \cdot f(\Phi, c_\theta, c_\sigma) \quad (2.1)$$

mit dem Stimulus  $\Phi$  und den folgenden Parametern:

**Basisfunktion  $f$**  Die Basisfunktion bestimmt die Form der psychometrischen Funktion. In der Literatur sind verschiedene Ansätze zu finden. Häufig werden

kumulierte Normalverteilungsfunktionen (s. Gl. (2.2)) genutzt, ebenso sind Sigmoid-Funktionen (s. Gl. (2.3)) und Weibull-Verteilungen (s. Gl. (2.4)) als Basisfunktionen bekannt:

$$f_{\text{cdf}}(c_\theta, c_\sigma, \Phi) = \frac{1}{c_\sigma \sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\Phi} e^{\frac{-(t-c_\theta)^2}{2c_\sigma^2}} dt \quad (2.2)$$

$$f_{\text{sig}}(c_\theta, c_\sigma, \Phi) = \frac{1}{1 + e^{-\frac{c_\sigma}{c_\theta}(\Phi - c_\theta)}} \quad (2.3)$$

$$f_{\text{wei}}(c_\theta, c_\sigma, \Phi) = 1 - e^{-\left(\frac{\Phi}{c_\theta}\right)^{c_\sigma}} \quad (2.4)$$

Die Wahl der Basisfunktion einer psychometrischen Funktion ist häufig abhängig von Vorerfahrungen oder - insbesondere bei älteren Veröffentlichungen - der verfügbaren Rechenkapazität für die Approximation von Messdaten. Für Untersuchungen des visuellen Systems liefert eine Weibull-Verteilung bessere Werte [134], die  $\hookrightarrow$  SDT geht von einer kumulierten Normalverteilungsfunktion aus [118]. Aufgrund der analytisch geschlossenen Form wird in frühen Simulationsarbeiten häufig die logistische Funktion als Spezialfall einer Sigmoid-Funktion verwendet.

Der aktuelle Stand der Forschung in der Mathematik ermöglicht auch eine nicht-modellbasierte Darstellung der psychometrischen Funktion aus gemessenen Daten [124]. In der Psychophysik sind diese nicht-parametrischen Funktionsschätzer allerdings noch nicht sehr weit verbreitet. Erste Studien mit einer lokalen linearen Annäherung ohne zugrundeliegendes Modell zeigen Potential für diese Verfahren, die mindestens die Leistung parametrischer Verfahren im Sinne einer guten Annäherung einer psychometrischen Funktion aus Messdaten von Probandenversuchen erzielen [88].

**Parameter der Basisfunktion  $c_\theta$  und  $c_\sigma$**  Die Parameter der Basisfunktion entsprechen anschaulich der Wahrnehmungsschwelle und der Empfindlichkeit des Probanden. Die Wahrnehmungsschwelle wird durch den Parameter  $c_\theta$  dargestellt und bezeichnet den Punkt der psychometrischen Funktion, für den die Detektionswahrscheinlichkeit gleich 0,5 ist. Die Empfindlichkeit  $c_\sigma$  bezeichnet die Steigung der Kurve im Schwellwert. Eine hohe Empfindlichkeit führt zu einer steilen Kurve, bei einer niedrigen Empfindlichkeit ist die Kurve sehr flach, was sich in vielen falschen Antworten des Probanden zeigt.

---

**Ratewahrscheinlichkeit  $P_R$**  Die Ratewahrscheinlichkeit bezeichnet den Anteil der Antworten des Probanden, die positiv sind, obwohl sie von der absoluten Stimulusstärke eigentlich nicht hätten detektiert werden können. Solche Antworten können durch Raten, Falscheingaben oder Unaufmerksamkeit des Probanden entstehen. Für Simulationen psychometrischer Verfahren werden Ratewahrscheinlichkeiten im niedrigen, einstelligen Prozentbereich angenommen.

**Versäumnisanteil  $P_V$**  Mit dem Versäumnisanteil werden  $\leftrightarrow$  Trials abgebildet, bei denen der Proband bei deutlich spürbarem Reiz eine falsche Antwort gibt. Dies passiert vor allem durch Unaufmerksamkeiten während des Versuchs. Für diesen Parameter werden meist Werte im Bereich von ca. 1 ... 3 % angenommen.

Für den Fall, dass die Basisfunktion, die Parameter der Basisfunktion, die Ratewahrscheinlichkeit und der Versäumnisanteil im Rahmen einer Betrachtung als unveränderlich oder nicht relevant angesehen werden können, wird im folgenden statt Gl. (2.1) die vereinfachte Formulierung  $P_\Psi(\Phi)$  genutzt.

Die Beschreibung eines Wahrnehmungsprozesses mit Hilfe einer psychometrischen Funktion beschränkt sich nicht nur auf Versuche, die die Detektionswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit einer Intensität ermitteln. Ausgehend von dem Beispiel in Abschnitt 2.1 könnte die Fragestellung eines Experiments z.B. sein, ob Vibrationen mit unterschiedlicher Frequenz unterschiedlich stark wahrgenommen werden. Ziel des Versuchs wäre, durch eine andere Ansteuerfrequenz des Vibrationsmotors im Mobiltelefon Energie zu sparen und damit die Laufzeit zu erhöhen.

In einfachster Form vergleicht man dazu die bisher implementierte Vibration (Referenzstimulus) mit einer anderen Vibration (Teststimulus), die sich z.B. in der Vibrationsfrequenz unterscheidet. Der Teststimulus wird während des Versuchs in einem Parameter (z.B. der Menge der Ansteuerenergie) verändert, der Referenzstimulus bleibt immer gleich. Der Proband bekommt beide Stimuli nacheinander dargeboten und muss angeben, welche Vibration sich „stärker“ anfühlt. Auf der x-Achse der psychometrischen Funktion dieses Versuchs wäre dann das Verhältnis der Ansteuerenergien beider Vibrationen ( $\Phi$ ) aufgetragen, auf der y-Achse der Anteil der Antworten, bei der bei einem bestimmten Verhältnis der Ansteuerenergien der Teststimulus als stärker wahrgenommen wurde ( $p$ ). Ein möglicher, aus diesem Versuch ableitbarer Kennwert wäre z.B. das Verhältnis der Ansteuerenergien, bei dem beide Stimuli als gleich stark empfunden werden, also des Verhältnis  $\Phi$ , für das  $P(\Phi) = 0,5$  gilt.

---

Zur Beurteilung eines durch eine psychometrische Funktion beschriebenen Wahrnehmungsprozesses muss also immer auch der konkrete Versuchsablauf und das verwendete Messverfahren beachtet werden, um die psychometrische Funktion und die daraus abgeleiteten Kennwerte richtig interpretieren zu können. Im Folgenden werden die wichtigsten Kennwerttypen der Psychophysik auf Basis der psychometrischen Funktion hergeleitet und mit Beispielen aus der Haptik illustriert.

---

#### 2.4.2 Wahrnehmungsschwellen

---

Die wichtigsten Kennwerttypen der Psychophysik sind die sogenannten Wahrnehmungsschwellen. Generell wird zwischen absoluten und differentiellen Wahrnehmungsschwellen unterschieden.

---

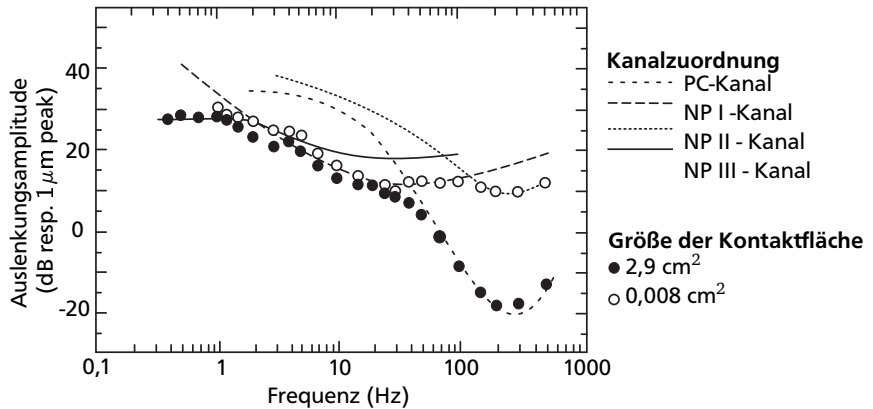
##### Absolute Wahrnehmungsschwelle

---

Absolute Wahrnehmungsschwellen sind Kennwerte für die Fähigkeit des Menschen, überhaupt einen Reiz wahrzunehmen. Eine bekannte Wahrnehmungsschwelle in der Akustik ist z.B. der Schalldruck von  $2 \cdot 10^{-5}$  Pa bei einer Frequenz von 1000 Hz, die auch als Hörschwelle bei dieser Frequenz bezeichnet wird und die Referenzgröße für Schallleistungsbeurteilungen ist [378]. Eine wichtige absolute Wahrnehmungsschwelle für die Haptik ist in Abb. 2.11 angegeben.

Um aus einer psychometrischen Funktion eine Wahrnehmungsschwelle abzuleiten, muss der dazugehörige Versuch den Zusammenhang zwischen einer Intensität und der dazugehörigen Detektionswahrscheinlichkeit untersuchen. Normalerweise wird die Intensität  $\Phi$ , für die  $P_{\psi} = 0,5$  gilt, als Wahrnehmungsschwelle definiert [247, Kap. 5]. Da moderne psychophysikalische Methoden aus Gründen der Genauigkeit und der Versuchsdauer (siehe Abschnitt 5.1) häufig keine vollständige psychometrische Funktion, sondern nur den Wert der Anregung auf der Abszisse für eine vorgegebene Wahrscheinlichkeit ermitteln, ist diese Definition häufig nicht anwendbar. Da nur ein Punkt auf der psychometrischen Funktion bekannt ist, wird dieser meist als Schwellwert angegeben. Daher ist neben dem Versuchsablauf auch immer die Kenntnis über das verwendete Messverfahren maßgeblich für die richtige Interpretation der ermittelten Kennwerte.

Die in Abb. 2.11 abgebildete Kurve beschreibt die absoluten Wahrnehmungsschwellen für die vier Kanäle der taktilen Wahrnehmung in Abhängigkeit der Frequenz sowie der Kontaktflächengröße. Die dargestellte Funktion ist keine psychometrische



**Abb. 2.11:** Absolute Wahrnehmungsschwellen der taktilen Wahrnehmungskanäle am Handballen in Abhängigkeit der Kontaktfläche  
*Messung erfolgt mit geschwindigkeitsgeregelten Stimuli und anschließender Umrechnung in Auslenkungen. Die einzelnen Kanäle werden durch die Kombination von Frequenzen, Intensitäten und Kontaktfläche selektiert, teilweise werden auch Maskierungseffekte genutzt. Das verwendete psychometrische Verfahren konvergiert zu einer Detektionswahrscheinlichkeit von  $p = 0,75$ . Abbildung basierend auf [95].*

Funktion, sondern jeder angegebene Punkt ist der Mittelwert der Schwellwerte mehrerer Probanden. Dazu wird für jeden Probanden und für jede Frequenz eine psychometrische Funktion ermittelt, aus der der Schwellwert abgeleitet wird. Aus der Kurve ist deutlich der Einfluss der rezeptiven Felder zu erkennen, die bei hohen Frequenzen empfindlichen RA-II-Rezeptoren werden nur bei großen Kontaktflächen angeregt. Als weitere Eigenschaft des Kanalmodells ist ebenfalls zu sehen, dass der individuelle Schwellwert immer vom empfindlichsten Rezeptor detektiert wird.

Für den Systementwurf sind absolute Wahrnehmungsschwellen dahingehend relevant, da sie absolute Fehlergrenzen für technische Systeme darstellen, insbesondere für durch Rauschen induzierte Fehler von Sensorik und Aktorik. In der Literatur findet sich eine Vielzahl von Beschreibungen von absoluten Wahrnehmungsschwellen der Haptik, insbesondere aus den teilweise eng verzahnten Gruppen um GESCHIEDER, BOLANOWSKI und VERILLO. Bei genauerer Analyse der Studien zeigt sich, dass der größte Teil auf Stimulusdefinitionen durch Differenzgrößen (siehe Abschnitt 2.2.2) basiert. Nur wenige Studien basieren auf der Stimulusdefinition



---

anhand von Flussgrößen. Eine Literaturrecherche in Bezug auf die absolute Wahrnehmungsschwelle der Kraft findet sich in Kapitel 6.

---

## Differentielle Wahrnehmungsschwelle

---

Differentielle Wahrnehmungsschwellen beschreiben die Fähigkeit des Menschen, Unterschiede zwischen zwei Stimuli zu erkennen, die sich möglichst nur in einer Eigenschaft unterscheiden. Die ersten differentiellen Wahrnehmungsschwellen der Haptik wurden Anfang des letzten Jahrhunderts von E. H. WEBER analysiert [362]. Er untersuchte die differentielle Wahrnehmungsschwelle für die Wahrnehmung von Gewichten, in dem er Probanden eine Masse (Referenzstimulus  $\Phi_0$ ) in die Hand gab und die zusätzliche Masse  $\Delta\Phi$  bestimmte, die für das Empfinden einer Gewichtskraftänderung nötig war. Die nötige Masse  $\Delta\Phi$  nannte er *Differenz Limen* (*DL*).

Bei der Untersuchung des Differenz Limen bei unterschiedlichen Referenzstimuli konnte Weber feststellen, dass der Quotient aus  $\Delta\Phi$  und  $\Phi_0$  über weite Intensitätsbereiche des Referenzstimulus konstant ist. Dieses Verhalten wird *WEBER-Gesetz* genannt und das Ergebnis des sogenannten *WEBER-Bruchs* in Gl. (2.5) auch als  $\hookrightarrow$  Just Noticeable Difference (JND)

$$\text{JND} := \frac{\Delta\Phi}{\Phi_0} \quad (2.5)$$

bezeichnet. Je nach Betrag der JND wird diese in Prozent (%) oder Dezibel (dB) angegeben. Weitere Untersuchungen des Weber-Gesetzes zeigen, dass es für sehr kleine Referenzreize  $\Phi_0$  nahe der absoluten Wahrnehmungsschwelle nicht mehr gilt, sondern größere Weber-Brüche ermittelt werden. Dies heißt anschaulich, dass bei sehr geringen Intensitäten größere Intensitätsänderungen für die Wahrnehmung eines Unterschieds nötig sind. Beispielsweise beträgt die JND für die Intensität von akustischem Rauschen für Referenzlevel von 20 dB über der absoluten Wahrnehmungsschwelle ca. 10 %. Bei einer Verringerung des Referenzreizes auf ca. 3 dB oberhalb der absoluten Wahrnehmungsschwelle steigt die JND auf 110 % an. Dies ist eine Steigerung von 20 dB [94, Kap. 1]. Die Größe dieses Effekts ist für technische Anwendungen daher relevant und kann durch eine Erweiterung des Weber-Bruchs nach Gl. (2.6) berücksichtigt werden:

$$\text{JND} := \frac{\Delta\Phi}{\Phi_0 + a} \quad (2.6)$$

Die Bedeutung des Parameter  $a$  ist dabei nicht eindeutig bekannt. Es wird vermutet, dass  $a$  den Einfluss des sensorischen Hintergrundrauschens der menschlichen Wahrnehmung abbildet [94, Kap. 1].

Die Messung einer JND kann durch den Vergleich von festem Referenzstimulus mit einem Teststimulus geschehen. Im oben beschriebenen Beispiel des Mobiltelefons könnte z.B. die Fähigkeit untersucht werden, Vibrationsfrequenzen bei gleichem Energiegehalt unterscheiden zu können. Hierzu wird ein Referenzstimulus festgelegt und mit einem Teststimulus variabler Frequenz verglichen. Aus der daraus ermittelten psychometrischen Funktion kann dann die Frequenzdifferenz abgelesen werden, die in 50 % der Fälle vom Probanden unterschieden wurde. Je nach Anwendung kann auch eine andere Wahrscheinlichkeit zur Definition der JND gewählt werden, um z.B. eine höhere Detektionswahrscheinlichkeit sicher zu stellen.

Für den Fall, dass ein absoluter Schwellwert in einem Verfahren untersucht wird, das eine vollständige psychometrische Funktion zur Datenanalyse bereit stellt, kann die JND auch mit Gl. (2.7) zu

$$\text{JND} := \Phi(P_\Psi = 0,75) - \Phi(P_\Psi = 0,25) \quad (2.7)$$

bestimmt werden [247, Kap. 5]. Dies kann vor allem bei Experimenten vorteilhaft sein, bei denen Stimuli nicht auf einfache Weise definiert werden können (z.B. die Bereitstellung von Salzlösungen unterschiedlicher Konzentration) und lange Adaptationszeiten des Probanden existieren. Hier können mit einer entsprechend gewählten Methode gleich zwei Kennwerte in kürzerer Zeit ermittelt werden. Es ist zu beachten, dass die JND nach Gl. (2.7) im Allgemeinen zahlenwertmäßig nicht mit der JND nach Gl. (2.5) übereinstimmt. Auch bei differentiellen Wahrnehmungsschwellen ist also die Kenntnis des Versuchsablaufs und der verwendeten Verfahren nötig.

Die JND ist die am weitesten verbreitete Beschreibung für differentielle Wahrnehmungsschwellen. Für einige Versuchsformen haben sich allerdings weitere Begriffe für die differentielle Wahrnehmungsschwelle etabliert:

**Point of Subjective Equality (PSE)** Für Versuche, bei denen neben der Änderung des Teststimulus auch ein grundsätzlicher Unterschied zwischen Test- und Referenz-

---

renzstimulus oder im Versuchsaufbau existiert, wird die differentielle Wahrnehmungsschwelle für  $p = 0,5$  auch *Point of Subjective Equality (PSE)*, der Punkt der subjektiven Gleichheit genannt. Hier ist die Auswahl einer von zwei gegebenen Alternativen gleich wahrscheinlich, subjektiv kann vom Probanden also kein Unterschied festgestellt werden.

**Sucessiveness Limen (SL)** Insbesondere für Kommunikationsanwendungen ist die nötige Zeitspanne zwischen zwei Stimuli interessant, damit diese als zwei dezidierte Reize wahrgenommen werden. Diese Schwelle wird auch *Sucesiveness Limen (SL)* genannt. Für mechanische Pulse beträgt das SL z.B. ca. 5 ms, während direkte elektrische Stimulation von Nervensträngen ein SL von 50 ms aufweist [185, Kap. 4].

**Zweipunktschwelle** In Bezug auf die örtliche Auflösung des taktilen Systems ist die örtliche differentielle Wahrnehmungsschwelle so relevant, dass sie auch als *Zweipunktschwelle* oder simultane Raumschwelle bezeichnet wird. Dabei wird die Fähigkeit untersucht, zwei gleichzeitig an unterschiedlichen Positionen auf der Haut dargestellte Reize auch als zwei unterschiedliche Reize zu erkennen. Die geringsten statischen Zweipunktschwellen finden sich an Zunge und Lippe ( $< 1$  mm), an der Fingerspitze werden Werte von ca.  $1 \dots 2$  mm und an Rücken, Bauch und Oberschenkel von mehreren Zentimetern gemessen [128]. Bei dynamischen Stimuli sinkt die Zweipunktschwelle auf Werte von 0,8 mm an der Fingerspitze [228].

Die Einordnung einzelner Ergebnisse als absolute oder differentielle Wahrnehmungsschwellen ist teilweise nicht eindeutig. Die oben genannte Zweipunktschwelle könnte auch als absolute Schwelle interpretiert werden. Im Rahmen dieser Arbeit werden absolute Wahrnehmungsschwellen daher so definiert, dass der dazugehörige Versuch die Detektionswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit der Intensität untersucht. Differentielle Wahrnehmungsschwellen stammen aus Untersuchungen, in denen die Detektionswahrscheinlichkeit abhängig von Differenzen zwischen Reizparametern (z.B. spatialer oder temporaler Abstand, Intensitätsunterschiede) angegeben wird.

Für den Systementwurf können differentielle Wahrnehmungsschwellen u.a. als Maß für Mess- und Einstellgenauigkeiten interpretiert werden. Sind die entsprechenden Fehler kleiner als die JND, kann davon ausgegangen werden, dass sie vom Proband nicht als unterschiedlich wahrgenommen werden und das Ziel einer eindeutigen haptischen Darstellung erreicht wird. Wie auch bei absoluten Wahrnehmungsschwellen der Haptik, basiert eine Vielzahl an Studien auf der Stimulusdefinition auf Basis von Differenzgrößen oder deckt nur eine geringe Bandbreite der haptischen Interaktion

---

ab. Eine Literaturrecherche zu differentiellen Wahrnehmungsschwellen findet sich in Kapitel 6.

Eine Übersicht über eine Vielzahl von verschiedenen Wahrnehmungsschwellen ist ausführlich in [65] oder in Auszügen in [200, 336] zu finden.

---

### 2.4.3 Überschwellige Kennwerte und Phänomene

---

Neben den Schwellwerten kennt die Psychophysik auch überschwellige Kennwerte und Phänomene. Diese treten nur in Situationen auf, in denen die Reizintensität oberhalb der jeweiligen Wahrnehmungsschwelle liegt.

---

### Skalierung

---

Ausgehend vom Weber-Gesetz in Gl. (2.5) formulierte Fechner Mitte des 19. Jahrhunderts einen Zusammenhang zwischen dem objektiv messbaren Reiz  $\Phi$  und der subjektiv empfundenen Empfindung  $\Psi$  durch Gleichsetzen der  $\leftrightarrow$  JND mit einem nicht messbaren Inkrement der subjektiven Empfindung. Durch Integration über mehrere, durch die JND definierte Reizintensitäten ermittelte er die als *Fechner-Gesetz*<sup>1</sup> bekannte Gl. (2.8):

$$\Psi = c \log \Phi \quad (2.8)$$

Hierbei ist  $c$  eine von der untersuchten Sinneswahrnehmung abhängige Konstante. Der Zusammenhang in Gl. (2.8) basiert allerdings auf der ersten, nicht allgemeingültigen Variante des Weber-Bruchs (Gl. (2.5)) und auf der Annahme, dass eine JND immer einem Inkrement der subjektiven Wahrnehmung entspricht [94, Kap. 1]. Erst Mitte des 20. Jahrhunderts wurde von S. S. STEVENS auf Basis von mit dem Fechner-Gesetz nicht erkläraren experimentellen Ergebnissen eine neue Formulierung des Zusammenhangs von objektiven Reizen und subjektiven Empfindungen vorgeschlagen, das sogenannte *Stevens'sche Potenzgesetz* (engl. *Stevens' Power Law*):

$$\Psi = c \Phi^a \quad (2.9)$$

---

<sup>1</sup> Eine ausführliche Herleitung ist in [94, Kap. 1] zu finden.

---

Auch in Gl. (2.9) ist  $c$  eine beliebige Skalierungskonstante, die häufig nicht weiter betrachtet wird. Der Parameter  $a$  bestimmt die Art der Verkopplung von subjektiver Empfindung mit objektiven Reizen und ist abhängig von der untersuchten Wahrnehmungsmodalität und den messtechnischen Randbedingungen. Durch Logarithmierung von Gl. (2.9) kann er einfach als Steigung der sich ergebenden Gerade  $\log \Psi = \log c + a \log \Phi$  bestimmt werden [94, Kap. 13].

Werte für  $a$  wurden für verschiedene Sinneswahrnehmungen untersucht. So ist mit  $a = 3,5$  der größte Wert für die Intensitätsempfindung von elektrischer Stimulation am Finger bekannt. Dies bedeutet, dass eine Steigerung der Stromstärke um 20 % zu einer Verdoppelung der Intensitätswahrnehmung führt [327, Kap. 1]. Für bestimmte Vibrationen (60 Hz am Finger) beträgt  $a = 0,95$ , das Verhältnis von Empfindung zu Reizstärke ist also degressiv. Weitere Werte finden sich in [327, Kap. 1]. Die vermutlich bekannteste Anwendung des Potenzgesetzes ist die Definition der Lautstärkeempfindung bzw. *Lautheit*. Während die Einheit *Phon* einen objektiven Schalldruckpegel beliebiger Frequenz auf einen gleichlauten Schalldruckpegel der Referenzfrequenz 1000 Hz bezieht, wird die Lautheit durch die Einheit *Sone* dargestellt. Der Zusammenhang zwischen Phon und Sone ist über die Gleichung Gl. (2.9) mit einem Koeffizienten  $a = 1,2$  gegeben [326].

In Kürze kann das Potenzgesetz wie folgt zusammengefasst werden: „*Gleiche Reizverhältnisse produzieren gleiche Empfindungsverhältnisse*“ [327, S. 16]. Dies gilt für viele Wahrnehmungsmodalitäten, auch für die Haptik. Zur Messung dieser Verhältnisse existieren diverse psychometrische Verfahren, die sich von den Verfahren zur Ermittlung von Schwellwerten unterscheiden. Eine Übersicht gibt dabei [327], eine weitere Betrachtung im Rahmen dieser Arbeit erfolgt nicht.

---

## Maskierung und Unterdrückung

---

*Maskierung* beschreibt Verminderung der Fähigkeit, Reize wahrzunehmen, wenn ein Störreiz (engl. *Masker*) ebenfalls vom sensorischen System wahrgenommen wird. Dabei kann die Maskierung zeitlich vor, nach oder während der eigentlichen Stimulusdarbietung stattfinden. Erfolgt die Einleitung von Reiz und Störreiz an verschiedenen Orten, spricht man auch von *Unterdrückung* [356]. Der Maskierungseffekt ist neben der Abhängigkeit von Frequenz und Amplitude des Störreizes auch alters- und kanalabhängig [101, 103]. Wird der Maskierungsreiz unmittelbar ( $< 1$  s) vor dem Teststimulus dargeboten, ist die Stärke des Maskierungseffekts vom Zeitintervall zwischen Masker und Teststimulus abhängig [252, 333], es existiert eine eigene Zeitkonstante für jeden Kanal.

---

Durch Darbieten eines geeigneten Störreizes können einzelne Kanäle gezielt angesprochen werden. Maskierung ist daher ein wichtiges Instrument zur Untersuchung der taktilen Wahrnehmungskanäle [97], bietet aber auch Möglichkeiten zur technischen Anwendung. So ist die psychoakustische Maskierung eine der Kernelemente für das bekannte Audio-Kompressionsformat MP3 [264]. Für die Haptik wurden verschiedene Maskierungseffekte und -abhängigkeiten untersucht [96, 97, 99, 101, 103, 172, 333]. Diese könnten auch für die Datenkompression haptischer Daten genutzt werden, wobei die praktische Umsetzung durch den Interaktionscharakter der Haptik gegenüber der Akustik deutlich erschwert wird.

---

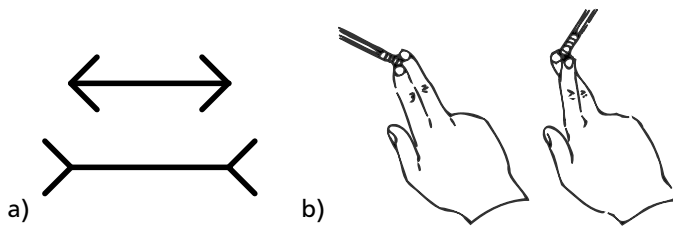
## Sinnestäuschungen

---

Wie in Akustik und Vision existieren auch für die haptische Wahrnehmung Sinnestäuschungen oder Illusionen. Diese sind auf anatomische Ursachen, die neuronale Verarbeitung oder die Interpretation von Empfindungen zurückzuführen [162]. Bisher existieren keine technischen Anwendungen im Bereich der Haptik, so dass Illusionen vornehmlich „zum Studium und zur Unterhaltung“ [144] dienen. Für die Erklärung haptischer Phänomene werden Analogien zum visuellen System angenommen, das auf ähnlichen neuronalem Verarbeitungs- und Interpretationsmechanismen basiert [93].

Zwei Beispiele sind in Abb. 2.12 angegeben. Die auf der linken Seite abgebildete Müller-Lyer-Illusion ist aus dem Visuellen entlehnt, kann aber auch in der haptischen Sinnesmodalität nachgewiesen werden: Beide horizontalen Linien sind gleich lang, werden aber je nach Richtung der Pfeilspitzen unterschiedlich lang wahrgenommen. Die auf der rechten Seite abgebildete Illusion geht auf Aristoteles zurück und kann ohne aufwändiges Material vom Leser durchgeführt werden. Wird mit gekreuzten Fingern ein Objekt berührt, wird dies als das Berühren von zwei einzelnen Objekten empfunden. Eine weitere Quelle für Sinnestäuschungen ist die Inkongruenz verschiedener Sinneswahrnehmungen, also z.B. ein Widerspruch zwischen visuellen und haptischen Reizen [14, 93].

Es ist generell denkbar, aus haptischen Sinnestäuschungen auch technische Anwendungen abzuleiten [208]. Erste Vorversuche zeigten aber keine aussichtsreichen Ergebnisse für die exemplarische Untersuchung von haptischem Harmonieempfinden oder eines dem Zwicker-Ton analogen Effekts [162]. Übersichten über haptische Illusionen finden sich in [144, 235], im Rahmen dieser Arbeit werden haptische Illusionen nicht weiter betrachtet.



**Abb. 2.12:** Beispiele für haptische Illusionen

- a) Die im Visuellen bekannte und auch haptisch auftretende Müller-Lyer-Illusion, bei der die untere horizontale Linie als länger empfunden wird als die obere.
- b) Die Aristoteles-Illusion, bei gekreuzten Fingern wird ein berührtes Objekt (z.B. ein Stift) als zwei Objekte empfunden. Wird statt eines Objekts z.B. eine Zimmerecke berührt, erscheint diese bei gekreuzten Finger als gerade Wand.
- Abbildung in Teilen nach [194].

#### 2.4.4 Haptische Wahrnehmung als lineares System

Die in Abschnitt 2.3.1 angegebene Unabhängigkeit der einzelnen Kanäle in Bezug auf die Schwellwerte kann mit aktuellen Forschungsergebnissen noch weiter gefasst werden [22]. Danach ist die haptische Wahrnehmung ein lineares System in Bezug auf die einzelnen Kanäle. Dies heißt z.B., dass eine spatial dargestellte Dreieckskontur erst dann als Dreieck erkannt wird, wenn die Oberwellen der spatialen Frequenz größer sind als die jeweilige Wahrnehmungsschwelle der Frequenz, die sich aus dem Höhenprofil und der relativen Bewegungsgeschwindigkeit ergibt [51]. In Bezug auf das Systemdesign kann aus diesem Verhalten auch die Anforderung ermittelt werden, dass es ausreichend ist, für jede einzelne Frequenz Fehler- und Auflösungsgrenzen zu erfüllen [307]. Diese Ergebnisse stützen die in Abschnitt 2.3.3 vorgestellte Theorie einer Maximum-Likelihood-Integration im zentralen Nervensystem.

Erste Anwendungen dieser Eigenschaft sind die Übertragung der Darstellung visueller Reize durch dezidierte rote, grüne und blaue Farbanteile auf die Haptik. Durch die gezielte Überlagerung von zwei Vibrationsfrequenzen wird versucht, einzelne Rezeptortypen gezielt anzusprechen und die Darstellung von komplexen Oberflächenstrukturen zu vereinfachen [5].

---

## 2.4.5 Richtungsabhängigkeit der haptischen Wahrnehmung

---

Durch die unterschiedliche Empfindlichkeit der Mechanorezeptoren können auch Unterschiede in der Wahrnehmung tangential und normal zur Haut ausgerichteter Reize erklärt werden. So bieten sich statische tangentialer Auslenkungen zur Informationsübermittlung an der Fingerspitze an, weil diese als stärker wahrgenommen werden als normal gerichtete Reize [26]. In der Ebene tangential zur Fingerkuppe können schon bei sehr geringen Dehnungen Richtungen von tangentialen Kräften unterschieden werden [112, 111].

Wird neben der taktilen auch die kinästhetische Wahrnehmung betrachtet, zeigt sich in mehreren unabhängigen Studien das Phänomen, dass Wahrnehmungs- und Ausübungsfähigkeiten anisotrop sind [3, 67, 192, 337]. Dabei lässt sich ermitteln, dass der Mensch Bewegungen zum Körper hin schlechter einschätzen und kontrollieren kann als Bewegungen, die vom Körper weg führen. Dies ist insbesondere in Bezug auf die Evaluierung haptischer Systeme relevant, da diese häufig auf kartesischen Koordinaten basieren, die sich deutlich vom körperzentrierten Koordinatensystem des Menschen unterscheiden.

---

## 2.4.6 Haptische Eigenschaften von Objekten

---

Objekteigenschaften sind eng verknüpft mit den Primitiven der haptischen Wahrnehmung nach Abb. 2.1. Neben der Wahrnehmung von Form, Größe, Textur, Härte und Gewicht zeigen sich in Bezug auf überschwellige Reize weitere Phänomene, die ggf. von technischem Interesse sein können. Wird die Härte einer Oberfläche oder eines Objekts beurteilt, wird die Empfindung besser durch das Verhältnis der zeitlichen Änderung der Kraft zur Penetrationsgeschwindigkeit als durch das Verhältnis von Kraft zur Geschwindigkeit dargestellt [231].

In Bezug auf Oberflächenstrukturen existieren eine Vielzahl von Eigenschaften, die komplexer als die bisher besprochenen Schwellwerte und die spatialen und temporalen Eigenschaften der haptischen Wahrnehmung sind. Diese Eigenschaften werden haptisch wahrgenommen, unterliegen aber einen sehr hohen Interpretationsanteil des Nutzers. Sie können daher nur schwierig in technische Begriffe gefasst werden. Aus diesem Grund haben sich Beurteilungen auf Basis eines semantischen Differentials (auch *Polaritätsprofil*) etabliert, wo Probanden einen Stimulus auf einer Skala einordnen. Die Skala besitzt dabei nur Beschriftungen an den jeweiligen Endpunkten (z.B. hart - weich) und eine ungerade Anzahl an Abstufungen. Werden mehrere solcher Skalen für den gleichen Stimulus verwendet, kann anschließend mit dem



---

Verfahren der Multidimensionalen Skalierung [35] die Ähnlichkeit verschiedener Begriffspaare ermittelt werden.

In Bezug auf Oberflächenstrukturen zeigt sich dabei, dass sich alle Oberflächen in den grundlegenden Dimensionen rau  $\leftrightarrow$  glatt und hart  $\leftrightarrow$  weich sowie einer dritten, nicht eindeutig benennbaren Dimension, beurteilen lassen. Die nicht-eindeutige Dimension beschreibt dabei möglicherweise die elastische Kompressibilität [158]. Die technische Bedeutung dieses Ergebnisses ist allerdings gering, da die Umsetzung der Interaktion mit Oberflächen ein noch nicht zufriedenstellend gelöstes Problem und einen Fokus der aktuellen Forschung darstellt. Dies wird im folgenden Abschnitt 2.5 näher erläutert.

---

## 2.5 Ergonomische Aspekte

---

Neben der Wahrnehmung ergeben sich aus der Ergonomie zwei Einflüsse auf den Systementwurf. Dies sind die Griff- und Kontaktarten, die sich aus den Fähigkeiten der menschlichen Hand ergeben und die Explorationstechniken der Haptik, die sich aus den motorischen Handlungsprimitiven ergeben, aber zielgerichtet zur Erkundung eines Objekts eingesetzt werden.

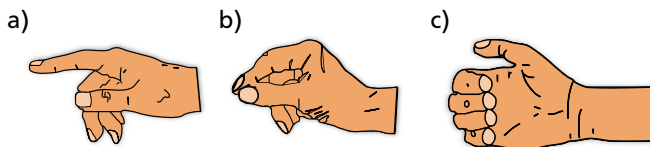
---

### 2.5.1 Relevante Griff- und Kontaktarten

---

Der Kontakt des Nutzers zum haptischen System ändert sich je nach Aufgabe und Situation. Im Rahmen der Analyse der haptischen Interaktion werden dabei verschiedene Kontakt- und Griffarten unterschieden [57]. Eine generelle Aufteilung ergibt sich nach [202] in Kontakt-, Präzisions- und Kraftgriffe. *Kontaktgriffe* dienen zur Bedienung oder reinen Berührung von Objekten. Sie blockieren einen halben Freiheitsgrad des Objekts und verhalten sich im allgemeinen nicht-linear. *Präzisionsgriffe* werden zur Manipulation von Objekten verwendet. Sie blockieren mindestens einen Freiheitsgrad des manipulierten Objekts, ermöglichen aber eine sehr fein abgestufte Kontrolle der Interaktion. *Kraftgriffe* zielen auf die vollständige Blockierung aller Freiheitsgrade und dienen zur Übertragung von Energie zwischen Mensch und System. In Abb. 2.13 sind jeweils ein Beispiel für Kontakt-, Präzisions- und Kraftgriff angegeben.

Technisch unterscheiden sich die Griffarten insbesondere durch die Impedanz, die der Mensch für das haptische System darstellt [202]. Damit kann über eine geeignete Wahl der vorgegebenen Griffart eines haptischen Systems die zu berücksichtigende



**Abb. 2.13:** Beispiele für verbreitete Griffarten

*a) Ein-Finger-Kontaktgriff, b) Zwei-Finger-Präzisionsgriff und c) Faust-Kraftgriff. Darstellung basierend auf [324].*

Last genauer eingestellt werden. Weiterhin ist auch die Größe der Kontaktfläche von der gewählten Griffart abhängig. Diese hat allgemein Einfluss auf die Wahrnehmungsschwellen. Nach [175] ist aber die Bereitstellung spatial verteilter Informationen relevanter als die Größe der Kontaktfläche, wenn Objekte identifiziert werden sollen.

Zur Auswahl eines geeigneten Griffs für eine Anwendung sei für eine Taxonomie mit 33 verschiedenen Arten von Griff- und Kontaktarten und eine interaktive Übersicht auf [81, 82] verwiesen. Impedanzkennlinien verschiedener Griffarten finden sich in [202], für weitere Informationen über Greifkräfte sei allgemein auf [71, 87, 367] verwiesen, in [284] wird der Einfluss von Greifkräften auf die Stabilität von haptischen Systemen untersucht.

---

## 2.5.2 Explorationstechniken der Haptik

---

Im Alltag sind nur die wenigsten haptischen Interaktionen des Menschen mit seiner Umwelt als rein passiv, also als pure Wahrnehmungsvorgänge einzustufen. Die meisten Interaktionen sind eine Kombination aus Handlung und Wahrnehmung zur Umsetzung von vorher bestimmten Intentionen. Eine wichtige Aufgabe der Haptik liegt dabei in der Exploration von unbekannten Objekten, um deren Eigenschaften zu ermitteln. Dazu werden neben taktilen Informationen auch kinästhetische Rückmeldungen verwendet, außerdem ist die durch die Bewegung der Hand erzeugte Relativbewegung zwischen Haut und Objekt für die Oberflächenbeurteilung relevant.

LEDERMAN und KLATZKY identifizieren verschiedene Explorationstechniken, die zur Untersuchung von Objekten angewandt werden [234]. Abbildung 2.14 zeigt die sechs wichtigsten dieser Explorationstechniken. In Tabelle 2.3 ist eine Übersicht

---

über Kosten und Nutzen der jeweiligen Techniken bei der Exploration einzelner Eigenschaften angegeben.



**Abb. 2.14:** Explorationstechniken und die damit optimal erfassbaren Objekteigenschaften  
*Abbildung basierend auf [185].*

Diese Kombination von Handlung und Wahrnehmung ist für viele Aspekte der Wahrnehmung so relevant, dass sich in ihrem Rahmen die Begriffe *Active Touch* und *Passive Touch* etabliert haben. *Active Touch* beschreibt dabei die Interaktion mit einem Objekt, bei der eine vom Nutzer ausgehende Relativbewegung zwischen Haut und der Oberfläche gegeben ist, wie z.B. bei den verschiedenen Explorationsstrategien. *Passive Touch* beschreibt die Interaktion bei extern vorgegebener Relativbewegung, z.B. in Untersuchungen zur Einschätzung von Oberflächenparametern. Dabei zeigen verschiedene Studien allerdings, dass Material- und Systemeigenschaften unabhängig von der Explorationsart (aktiv oder passiv) erkannt werden können [236, 241], geometrische Eigenschaften bei aktiver Explorationsart aber schneller erkannt werden [234, 332]. Aus technischer Sicht stellt die Vermittlung von aktiven Explorationstechniken über ein haptisches System eine große Herausforderung dar, da die übertragenen Signale mit der Relativbewegung synchronisiert werden müssen.

---

## 2.6 Einflussfaktoren auf die haptische Wahrnehmung

---

Aus verschiedenen Studien zur haptischen Wahrnehmung sind externe Faktoren bekannt, die die Wahrnehmung beeinflussen. Diese Einflüsse sind teilweise in den

**Tab. 2.3:** Zuordnung der Explorationstechniken zu den erfassbaren Objekteigenschaften  
*Optimal erfassbare Objekteigenschaften sind mit ■, ausreichend gut erfassbare mit ■ gekennzeichnet. Je weiter unten eine Explorationstechnik in der Tabelle steht, desto mehr Informationen können mit ihr über das unbekannte Objekt ermittelt werden.*  
*Verwendete Abkürzungen sind: Temp. - Temperatur, Gew. - Gewicht, Vol. - Volumen, MF - Makro-Form, eF - exakte Form. Tabelle basiert auf [185, Kap. 5].*

	Textur	Härte	Temp.	Gew.	Vol.	MF	eF	Dauer (s)
laterale Bewegung	■	■	■					3
Druck auf Objekt	■	■	■					2
statischer Kontakt	■		■		■	■		<1
Halten ohne Unterstützung				■	■	■		2
Umfassen des Objekts	■			■	■	■		2
Abtasten der Kontur	■			■	■	■	■	11

Eigenschaften der Wahrnehmungskanäle begründet, werden hier aber als extern einstellbare Einflüsse betrachtet, die im Rahmen des Systemdesigns direkt berücksichtigt werden können. Die folgenden Angaben basieren dabei auf [90].

**Umgebungstemperatur** Wie oben bereits erwähnt, ist der Einfluss der Umgebungstemperatur zum einen auf die Änderung der mechanischen Parameter der Haut [120] und auf die generelle Temperaturabhängigkeit der Wahrnehmungskanäle zurückzuführen. Generell zeigt sich eine Abhängigkeit der Wahrnehmungsschwelle von der Temperatur, die niedrigsten Schwellen sind bei Temperaturen nahe der Körpertemperatur zu erwarten [31, 107]. Dabei ist der Effekt bei höheren Frequenzen ausgeprägter [117, 354], was für die oben angegebene stärkere Temperaturabhängigkeit der Rezeptoren mit größeren rezeptiven Feldern spricht.

**Alter des Nutzers** Mit steigendem Alter verringert sich die Wahrnehmungsfähigkeit, ebenfalls vornehmlich in Bereichen höherer Frequenzen von einigen Hundert

---

Hertz. Dies ist in diversen Studien untersucht und sowohl für die Reizdarstellung am Finger als auch an der Handfläche bestätigt worden [89, 98, 102, 113, 352, 353]. Als Ursache wird gemeinhin die Veränderung der Rezeptoren in Bezug auf Form und Dichte, insbesondere der des PC-Kanals angesehen.

**Kontaktfläche** Direkt aus den Eigenschaften der Mechanorezeptoren lässt sich die Kontaktfläche als Einflussparameter identifizieren. Wie aus Abb. 2.11 ersichtlich, steigt die Wahrnehmungsschwelle deutlich an, wenn nur kleine Kontaktflächen verwendet werden. Daher kann die Wahrnehmung über die Größe der Kontaktfläche, insbesondere durch die vorgesehene Griffposition, beeinflusst werden. Weiterhin muss beachtet werden, dass nicht die Dichte, sondern die absolute Anzahl der Mechanorezeptoren konstant über Nutzer hinweg angesehen werden kann. Damit ist die Größe der Hand bzw. der Fingerspitze relevant für die Wahrnehmungsfähigkeiten [283]. Da eine Korrelation zwischen Geschlecht und Fingerspitzengröße besteht, ist hier die Ursache für die teilweise widersprüchlichen Aussagen aus Studien zur Geschlechterabhängigkeit der haptischen Wahrnehmung zu finden [102, 115, 351, 352, 363].

**Weitere Faktoren** Als weitere Faktoren können die Abhängigkeit vom Menstruationszyklus [98, 107, 150], Krankheiten wie Magersucht und Bulimie [121], die Feuchtigkeit der Haut [355], die Stärke von überlagerten, statischen Reizen [368] und der Einfluss von Genuss- und Rauschmitteln identifiziert werden. Für den Systementwurf sind diese Faktoren allerdings ungeeignet, weil sie weder beeinflusst noch mit akzeptablem Aufwand kontrolliert werden können. Sie werden daher im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter berücksichtigt.

---

## 2.7 Zusammenfassung

---

Aus der Analyse der haptischen Interaktion und der Wahrnehmungsfähigkeiten des Menschen können mehrere Schlüsse in Bezug auf den Systementwurf gezogen werden.

- Kennwerte der menschlichen Wahrnehmung sind immer aus Wahrscheinlichkeiten abgeleitete Angaben und vom verwendeten Versuchsaufbau und der verwendeten Messmethode abhängig.
- Die Eigenschaften, Fähigkeiten und Aufgaben der Mechanorezeptoren ermöglichen den gezielten Entwurf von spezialisierten Schnittstellen. So werden hochfrequente Signale nur bei großen Kontaktflächen wahrgenommen, die

---

Wahrnehmung von Texturen und Rauigkeiten bedingt das Einleiten tangentialer Kräfte in die Haut.

- Durch definierte Griffsituationen können die mechanische Impedanz des Nutzers und die Größe der Kontaktflächen gezielt beeinflusst werden.
- Die Vermittlung von menschlichen Explorationsstrategien zur Ermittlung von Objektparametern durch haptische Systeme stellt die höchsten Anforderungen an die Konzeption des Gesamtsystems und den Entwurf der Einzelkomponenten.

Die Einordnung dieser Aspekte in den Entwurfsprozess wird in Abschnitt 7.1 vorgenommen. Im folgenden Kapitel wird der technische Entwurf haptischer Systeme skizziert und aus diesen der Forschungsschwerpunkt dieser Arbeit abgeleitet.

---

## 3 Haptische Systeme - Stand der Technik

Nach der Darstellung der haptischen Wahrnehmung liegt der Fokus dieses Kapitels auf der Anwendung und dem Entwurf von haptischen Schnittstellen. Abschnitt 3.1 gibt dabei einen Überblick über die Anwendung von haptischen Systemen in der Mensch-Maschine-Interaktion, in Abschnitt 3.2 werden die Basisstrukturen haptischer Systeme dargestellt. In Abschnitt 3.3 wird der Entwicklungsprozess haptischer Systeme mit Fokus auf Entwurf, Verifikation und Validierung anhand von Beispielen aus dem Stand der Technik erörtert. Das Kapitel schließt mit der Darstellung bestehender, wahrnehmungsorientierter Entwurfs- und Realisierungsansätze. In Abschnitt 3.4 wird der Forschungsbedarf für diese Arbeit abgeleitet.

---

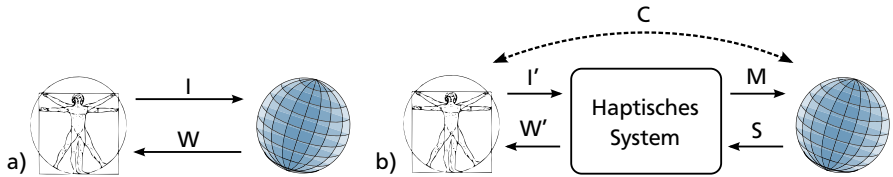
### 3.1 Anwendungen haptischer Systeme

---

Im Vergleich zu anderen Sinnesmodalitäten ist die Haptik die einzige, die eine bidirektionale Kommunikation des Menschen mit seiner Umgebung ermöglicht [27, S. 94]. Technische Systeme, die diesen Sinneskanal ansprechen, ermöglichen dabei neuartige Produkte, Techniken und Verfahren, indem örtliche, situative und zeitliche Beschränkungen der Interaktion zwischen Mensch und Umgebung überwunden werden. Abbildung 3.1 zeigt die Einordnung haptischer Systeme in die Interaktion.

Mit Hilfe der Interaktionspfade können die unterschiedlichen Begrifflichkeiten aus dem Bereich haptischer Systeme näher eingeordnet werden. Tabelle 3.1 zeigt diese Zuordnung, die in dieser Form in der weiteren Arbeit verwendet wird.

Neben dieser Zuordnung lassen sich Anwendungen von haptischen Systemen in vier allgemeine Bereiche aufteilen, die sich in Bezug auf ihre technische Komplexität und die Kostenanforderungen an die Realisierung unterscheiden. Diese werden im Folgenden vorgestellt und den Interaktionspfaden aus Abb. 3.1 zugeordnet.



**Abb. 3.1:** Einordnung haptischer Systeme in die Interaktion zwischen Mensch und Umwelt

a) *Direkte Haptische Interaktion*

b) *Einsatz haptischer Systeme. Zur Einordnung existierender Systeme werden die Interaktionspfade wie folgt bezeichnet: I - Intention/Handlung, W - Wahrnehmung, M - Manipulation, S - Sensorrückmeldung, C - Comanipulation. Nicht dargestellt ist die direkte Rückmeldung der Umwelt auf den Mensch durch andere Sinnesmodalitäten.*

### 3.1.1 Telepräsenz Anwendungen

Höchste technische Komplexität, aber vergleichsweise geringe Kostenanforderungen in Bezug auf das Gesamtsystem bringen Telepräsenz Anwendungen. Die Nutzung aller Interaktionspfade aus Abb. 3.1 (I', W', M, S) ermöglicht eine Mensch-Umwelt-Interaktion, die ohne haptisches System nicht möglich wäre. Beispiele sind Montagevorgänge unter Wasser [63], skalierte Unterstützung bei der Mikro- und Nanomontage [3, 78] und chirurgische Anwendungen [70, 293]. Der Einsatz von Telepräsenzsystemen in diesen Feldern verkürzt die Ausführungszeiten von Aufgaben, vermindert Montagekräfte im Vergleich zu Handlingsystemen ohne haptische Rückmeldung, ermöglicht die Kombination bisher unvereinbarer Techniken (z.B. Palpation und minimalinvasive Eingriffe) und erhöht die Patientensicherheit [360].

Im engen Sinne des Begriffs Telepräsenz existiert keine direkte mechanische Kopplung zwischen Mensch und Umgebung, sondern nur eine indirekte über das haptische System. Dadurch ist die Vermittlung haptischer Eindrücke trotz einer örtlichen Trennung zwischen Mensch und der Interaktionsumgebung überhaupt erst möglich, weil die eigentlich mechanische Interaktion durch das haptische System in andere Beschreibungsformen (vornehmlich elektrische) umgewandelt und übertragen werden kann. Eine Sonderform von Telemanipulationssystemen sind sogenannte *Comanipulatoren*, die insbesondere im medizinischen Bereich zum Einsatz kommen [70]. Hier wird neben bzw. statt der Manipulation über das haptische System (I', M)



**Tab. 3.1:** Zuordnung üblicher Begriffe zur Beschreibung von Systemen zu den Interaktionspfaden aus Abb. 3.1

Begriff	Interaktionspfade	Bemerkungen
Haptisches Display	W	z.B. Vibrationsalarm in Mobilgeräten
Haptisches Bedienelement	I', W'	universelle Bedienelemente, siehe Abb. 3.6
Manipulator	M, S	z.B. Roboterarm in einem Montagesystem
Telepräsenzsystem	I', W', M, S	Systeme ohne direkte mechanische Kopplung zwischen Manipulator und Bedienelement. Synonym werden ebenfalls die Begriffe Telemanipulationssystem oder Teleoperationssystem verwendet.
Comanipulationssystem	I', W', M, S, C	Telemanipulationssysteme mit zusätzlicher direkter mechanischer Kopplung zwischen Manipulator und Bedienelement
Haptisches System	divers	Allgemeine Bezeichnung für Systeme, die den haptischen Sinneskanal des Menschen ansprechen
(Medizin-) Roboter	I', M, (S)	Systeme ohne haptische Rückmeldung, Pfad S wird nur zur internen Systemregelung benötigt.

auch eine direkte Manipulation der Umgebung vorgenommen (Interaktionspfad C, siehe Abb. 3.1) und über diesen Kanal auch eine Rückmeldung übertragen.

Beispiele für solche Comanipulatoren sind die am Institut für Elektromechanische Konstruktionen entwickelten Systeme INKOMAN und HAPCATH, die in Abb. 3.2 dargestellt sind. Beim System INKOMAN wird ein klassisches minimalinvasives Instrument durch eine Parallelkinematik erweitert [304], um damit zusätzliche Bewegungsfreiheitsgrade einer universellen Werkzeugplattform zur Verfügung zu stellen [312]. Damit wird eine Operation an Regionen der Leber ermöglicht, die mit konventionellen minimalinvasiven Instrumenten nicht durchgeführt werden kann. Durch die Integration eines Mehrkomponentenkraftsensors an der Werkzeugplattform [297] können über ein haptisches Display an der Bedieneinheit die Interaktionskräfte zwischen Gewebe und Instrument dargestellt werden (Interakti-

---

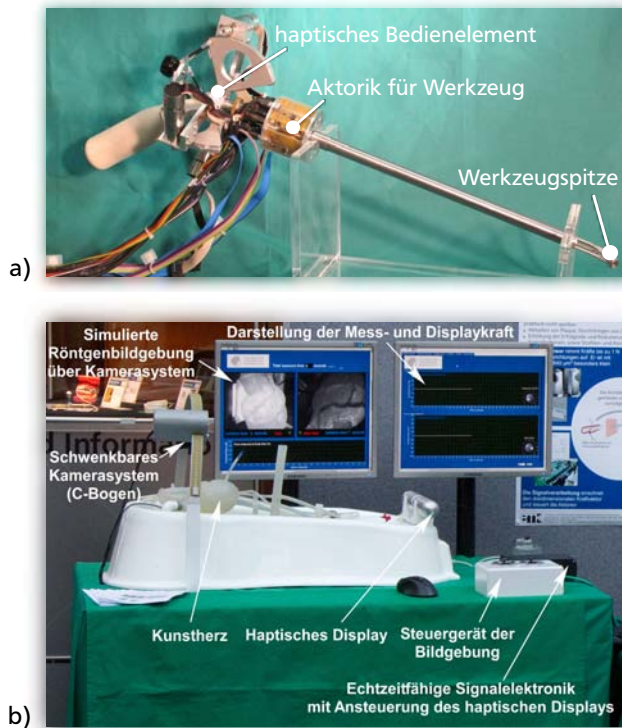
onspfad S - W") [193]. Dadurch wird z.B. eine Palpation des Gewebes ermöglicht, um Adern oder Tumorgewebe erkennen zu können (Interaktionspfad I' - M). Durch die Anordnung der Systemkomponenten an bzw. in der Form eines klassischen, minimalinvasiven Instruments kann der operierende Chirurg aber durch die Bewegung des gesamten Instruments ebenfalls Interaktionskräfte einkoppeln (Interaktionspfad C).

Beim Assistenzsystem HAPCATH werden die Interaktionskräfte an der Spitze eines Führungsdrahts für Herzkatheterisierungen mit einem miniaturisierten Mehrkomponentenkraftsensor [257] erfasst und dem Chirurg zweidimensional (rotatorisch und translatorisch) dargestellt [198]. Das Display ist dabei so ausgelegt, dass eine Aktuierung beider Freiheitsgrade in erster Näherung keine Interaktionskräfte an der Führungsdrahtspitze einkoppelt [267]. Dadurch koppelt der manuelle Führungsdrahtvorschub des Chirurgen Interaktionskräfte in das Gewebe ein, der Interaktionspfad I' - M wird also durch den Comanipulationspfad C ersetzt.

Telepräsenzsysteme sind weitestgehend noch im Forschungsstadium, auch weil meist keine ausreichend großen Märkte mit hohem Anwendungspotential existieren. Ausnahme ist der Einsatz von nicht direkt-gekoppelten Instrumenten in der Medizin, der höhere Sicherheit und wirtschaftlichere Nutzung verspricht und daher intensiv verfolgt wird. So können z.B. Kollisionen zwischen Instrumenten oder übermäßige Kontaktkräfte [212, 360] vermieden oder Einzelvorgänge wie das Knoten von Nähten automatisiert und damit beschleunigt und verlässlicher durchgeführt werden [20].

Es existiert eine große Anzahl an funktional ähnlichen *Medizinrobotern*, die eine örtlich entfernte Anwendung ermöglichen oder eine Unterstützung dabei liefern, aber keine haptische Rückmeldung beinhalten. Das bekannteste System ist dabei das DAVINCI SURGICAL SYSTEM von *Intuitive Surgical*, das vornehmlich für urologische und gynäkologische Eingriffe eingesetzt wird. Das System bietet eine dreidimensionale Ansicht des Operationsgebiets über eine Bedienkonsole und akkuiert minimalinvasive Instrumente nach den Bewegungsvorgaben des Chirurgen [123]. Für das System gibt es erste Ansätze zur Integration von haptischem Feedback, worauf in Abschnitt 3.4 näher eingegangen wird. Eine Übersicht über darüber hinaus existierende Medizinroboter in Forschung und auf dem Markt ist in [288, 289] zu finden.

Die technische Komplexität beim Entwurf von Telepräsenzsystemen liegt in der nicht genau bekannten Interaktionsumgebung, die die Stabilität beeinflusst, und der nötigen Genauigkeit der Sensoren und Aktoren, um keine für den Menschen spürbaren Artefakte zu erzeugen. Wird Telepräsenz über größere Entfernungen



**Abb. 3.2:** Chirurgische Assistenzsysteme am Institut für Elektromechanische Konstruktionen  
a) *INKOMAN - Intrakorporaler Manipulator zur Flexibilitätserhöhung bei der minimalinvasiven Oberbauchchirurgie. Abgebildet ist das handgehaltene Operationsinstrument mit einem auf einer Delta-Kinematik basierenden haptischem Bedienelement, der durch piezoelektrische Wanderwellenaktoren angetriebenen Parallelkinematik zur Werkzeugbewegung und die universelle Werkzeugschpitze mit integriertem Kraftsensor. Nicht dargestellt ist die Systemsteuerung. Bildquelle: [193]*  
b) *HapCath - Haptisches Katheter zur Verbesserung von Navigationsfähigkeiten und zur diagnostischen Anwendung. Dargestellt ist der Simulationsaufbau COROSIM, der neben der haptischen Rückmeldung auch die gewohnte Katheterisierungsumgebung mit Röntgenbild etc. für den behandelnden Kardiologen simuliert. Bildquelle: [257]*

---

gefordert, müssten zusätzliche Aspekte wie Datenraten und Latenzabhängigkeit beachtet werden.

---

### 3.1.2 Darstellung virtueller Realität

---

Wird in einer Telepräsenzapplication die reale Umwelt in Abb. 3.1 durch ein Modell ersetzt, entsteht mit der Interaktion mit  $\leftrightarrow$  virtuellen Realitäten ein weiteres Anwendungsgebiet haptischer Systeme. Dabei lassen sich folgende Einsatzbereiche identifizieren:

**Medizinische Trainingssimulation** Eine Vielzahl von haptischen Systemen ermöglicht es, Operationen und Diagnosen ohne Patientengefährdung zu trainieren [53]. Neben der haptischen Rückmeldung nutzen diese Simulatoren häufig auch visuelle und akustische Kanäle, um einen realistischen Eindruck des simulierten Vorgangs zu vermitteln. Bekannt sind Systeme zur Diagnose von Gelenkverletzungen [300] und Simulatoren für endoskopische, laparoskopische und endovaskuläre Eingriffe [45, 308]. Hierbei kommen sowohl universelle als auch aufgabenspezifische haptische Bedienelemente zum Einsatz [149].

Durch den Einsatz von Simulatoren werden positive Trainingseffekte erzielt [4, 13]. Sie ermöglichen darüber hinaus neuartige Lehr- und Lernkonzepte: Durch die bessere Verfügbarkeit, geringeren Kosten gegenüber einem konventionellen Eingriff und insbesondere das nicht vorhandene Risiko für den Patienten können sie deutlich früher im Rahmen der medizinischen Ausbildung eingesetzt werden.

**Industriedesign** VR-Anwendungen dienen im Bereich des Industriedesigns zur Simulation von Montagevorgängen und zur virtuellen Darstellung von Prototypen. Auch wenn die Anwendungen nicht so zahlreich sind wie die medizinischen Simulatoren, treiben sie die technische Entwicklung durch Anforderungen voran, die nur durch neue Konzepte (z.B. Admittanzsysteme) und Systeme wie das von BORDEGONI ET AL. vorgestellte Form-Display *Haptic Strip* erfüllt werden können [34]. Das System basiert dabei auf zwei *HapticMaster* als Träger des eigentlichen Formdisplays, das aus einer verformbaren, streifenförmigen Oberfläche mit integriertem kapazitiven Berührungssensor besteht. Durch diesen Aufbau kann das System in 6 Freiheitsgraden im Raum positioniert werden, darüber hinaus kann Biegung und Verwindung des Streifens dargestellt werden.



**Abb. 3.3:** Laparoskopisches Trainingssystem LAP Mentor

*Das System dient zur Simulation von urologischen, gynäkologischen und allgemeinen chirurgischen Eingriffen im Bauchraum. Bildquelle: [371], Symbionix USA, Cleveland, OH, USA*

**Mehrdimensionale Informationsdarstellung** Haptische VR-Systeme dienen zur Darstellung großer Informationsmengen, um intuitives Erfassen zu ermöglichen [42, Kap. 9]. In der Biologie und Chemie werden haptische VR-Systeme auch zur Synthese von komplexen Molekülen verwendet [38]. Dabei macht man sich die menschlichen Fähigkeiten zur Mustererkennung bei der Grobpositionierung zu Nutze und unterstützt die Mikropositionierung durch die haptische Darstellung der intermolekularen Kräfte.

**Unterhaltungselektronik** Zur Darstellung haptischer Rückmeldungen bei PC-Spielen wurde das *FALCON* der Firma Novint auf Basis einer Delta-Kinematik entworfen (siehe Abb. 3.6). Durch den günstigen Preis (< 300 €) und gute Dokumentation der verwendeten Schnittstellen wird es auch zu Forschungszwecken verwendet [316].

Im Vergleich zu Telepräsenzsystemen ist der Entwurf von haptischen Systemen zur Darstellung virtueller Realität als geringfügig einfacher einzustufen, da bessere Kenntnisse der Interaktionsumgebung und direkte Einflussmöglichkeiten darauf im Entwurfsprozess vorhanden sind. Allerdings sind auch vollkommen neue Aspekte wie die Bereitstellung und Ermittlung der nötigen VR-Daten zu berücksichtigen. Aufgrund der größeren Verbreitung der Systeme treten Kostenaspekte stärker in den Vordergrund.

---

### 3.1.3 Nicht-invasive medizinische Anwendungen

---

Aus Kennwerten der haptischen Wahrnehmung können Diagnosen über Krankheiten und Störungen abgeleitet werden. So gehen z.B. bestimmte Arten von Essstörungen [121, 122] und diabetische Neuropathie [269] mit eingeschränkten haptischen Wahrnehmungsfähigkeiten einher. Sie können daher über die Messung von Wahrnehmungs- oder Ausübungskennwerten der Haptik und dem Vergleich mit dem Bevölkerungsmittel diagnostiziert werden. Neben der Diagnose können haptische Kennwerte auch zur Durchführung und Verlaufskontrolle von Rehabilitationsmaßnahmen verwendet werden [6, 375].

Für diese Zwecke sind relativ kostengünstige Systeme mit zuverlässiger und zeit-optimierter Messmethodik notwendig. Da Rückmeldungen des Menschen an das System nicht notwendigerweise haptisch erfolgen (keine Interaktionspfade I', M und C), ist die Systementwicklung einfacher als bei bidirektionalen Systemen. Die beschriebenen Verfahren sind weitestgehend Stand der Forschung, auf dem Markt sind aber noch keine entsprechend angepassten Systeme für den breiten Einsatz in Arztpraxen oder Rehabilitationszentren erhältlich.

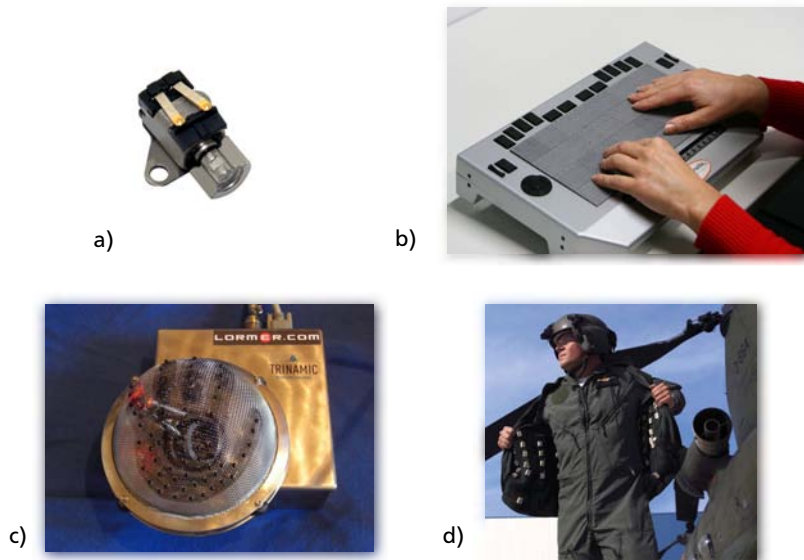
---

### 3.1.4 Kommunikation über den haptischen Kanal

---

Der vierte und größte Anwendungsbereich haptischer Systeme ist die Kommunikation über die Interaktionspfade S - W'. Gegenüber dem visuellen und akustischen Kanal bietet die Haptik die Möglichkeit, Informationen diskreter und örtlich verteilt zu vermitteln, z.B. in Form des Vibrationsalarms bei Mobiltelefonen oder als „haptischer Wecker“, der die verbleibende Zeit bis zum Aufstehen taktil erfahrbar darstellt [273]. Für kognitiv anspruchsvolle Tätigkeiten wie z.B. das Autofahren kann die Haptik als zusätzlicher Informationskanal genutzt werden, ohne die Aufmerksamkeit des Nutzers zu stark von kritischen Vorgängen abzulenken [306, 323]. Neben Applikationen im Fahrzeug [377] kommen solche Systeme in Form von taktilen Westen für militärische Zwecke zum Einsatz [109].

Ein weiteres Anwendungsgebiet sind taktile Schnittstellen für Blinde und Sehbehinderte [176, 331]. Neben der Darstellung von Braille-Buchstaben auf dazugehörigen Displays werden durch taktile Navigationshilfen erweiterte autarke Mobilität [132] und die Interaktion mit grafischen Schnittstellen ermöglicht [10, 290, 166]. Aktuelle Studien zeigen gute Ergebnisse bei der Navigationsunterstützung älterer Menschen durch haptische Systeme [210]. Abbildung 3.4 zeigt einige zur Kommunikation genutzte haptische Systeme.



**Abb. 3.4:** Komponenten und Systeme zur Kommunikation über den haptischen Sinneskanal  
a) *Vibrationsmotor aus einem Mobiltelefon*  
b) *HYPERBRAILLE-System zur Darstellung von graphischen Informationen für Sehbehinderte, Bildquelle: [www.hyperbraille.de](http://www.hyperbraille.de)*  
c) *LORMER-System zur Darstellung maschinenlesbarer Texte mit Hilfe des Lorm-Alphabets, Bildquelle: [www.lormer.de](http://www.lormer.de)*  
d) *TACTILE TORSO DISPLAY, Weste zur taktilen Darstellung von Fluginformationen, Bildquelle: [www.tno.nl](http://www.tno.nl).*

---

Wissenschaftlich werden insbesondere die nötigen Eigenschaften haptischer Signale für optimale Informationsweitergabe untersucht. Unter den Schlagwörtern „tactile icons“, „tactons“ und „hapticons“ wird der Einfluss von Rhythmus, Schwingungsform, Frequenz und Einleitungsort auf die Informationsübertragung untersucht [40, 76]. Bisherige Ergebnisse zeigen mögliche Informationstransferraten von 2...12 bit pro Sekunde [50, 333], letztere allerdings nur unter Einsatz eines speziell für die Kommunikation entwickelten Displays, dem TACTUATOR [334].

Teil dieses Anwendungsbereiches sind auch passive Systeme, die nur für den Kanal zwischen Mensch und Umgebung (I' - M) verwendet werden: haptische Eingabegeräte wie Computer-Mäuse, Trackballs und in gewissem Sinn auch Schalter und Tastaturen, da hier über Interaktionsprimitive Informationen vom Mensch zu seiner Umgebung übertragen werden [27]. Hier existiert zwar auch eine Rückmeldung, die aber im allgemeinen nicht von der Umwelt, sondern nur von den Eigenschaften des haptischen Systems abhängt (z.B. Reibung, Massenträgheit etc.).

Systeme zur haptischen Kommunikation sind häufig einfach aufgebaut, haben aber sehr hohe Kostenanforderungen. Da der Fokus dieser Arbeit auf dem ingenieurtechnischen Entwurf und nicht auf der Kostenoptimierung liegt, werden im Folgenden Telepräsenzsysteme betrachtet, die alle Interaktionspfade nach Abb. 3.1 beinhalten. Die Ergebnisse können dann auch auf die anderen Anwendungsbereiche übertragen werden.

---

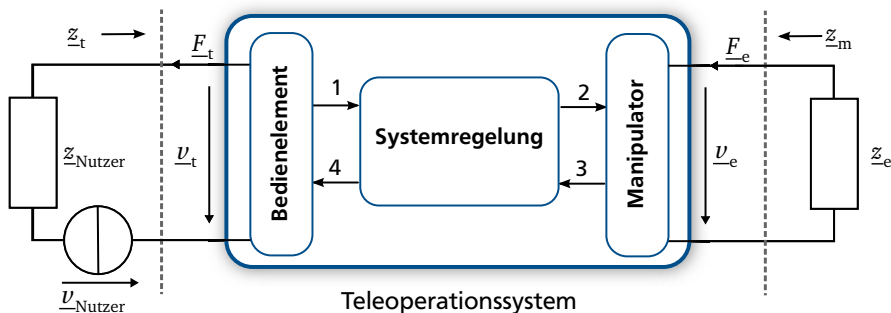
## 3.2 Systemstrukturen

---

Zur Darstellung allgemeiner haptischer Systeme bietet sich die Netzwerkdarstellung an [129, 294], da hier alle relevanten Fluss- und Differenzgrößen enthalten sind. Abbildung 3.5 zeigt eine allgemeine Struktur eines haptischen Telepräsenzsystems. Der Nutzer wird dabei als Thevenin-Ersatzschaltung bestehend aus der passiven, mechanischen Impedanz  $\underline{z}_{\text{Nutzer}}$  und einer Kraft- oder Geschwindigkeitsquelle  $\underline{F}_{\text{Nutzer}}$ ,  $\underline{v}_{\text{Nutzer}}$  dargestellt [156]. Das haptische System wird als Vierpol durch das Bedienelement, die Systemregelung und den Manipulator dargestellt, die Interaktionsumgebung ebenfalls durch eine Thevenin-Ersatzschaltung aus  $\underline{z}_e$  und  $\underline{F}_e$  bzw.  $\underline{v}_e$ . In der gewählten Analogie und für alle weiteren Betrachtungen in dieser Arbeit gilt für die mechanische Impedanz  $\underline{z} = \frac{\underline{F}}{\underline{v}}$  (s. Anhang A).

**Haptisches Bedienelement**  $\leftrightarrow$  Haptische Bedienelemente dienen zum Einlesen von Steuerkommandos des Nutzers und zur Darbietung haptischer Informationen. Ein Bedienelement ist also ein kombiniertes Sensor-Aktor-System. Ein rein





**Abb. 3.5:** Netzwerkstruktur eines Teleoperationssystems in Vierpol-Darstellung

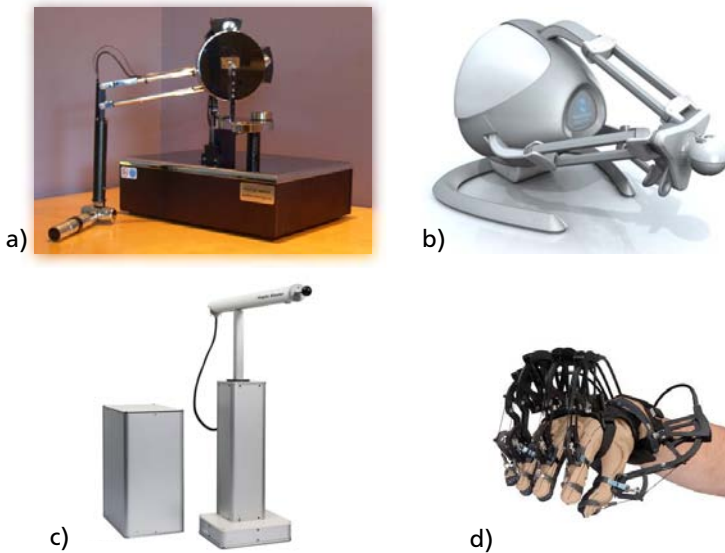
$\underline{z}_t$  bezeichnet die Eingangsimpedanz des haptischen Systems von der Nutzerseite aus,  $\underline{z}_m$  die Ausgangsimpedanz des Manipulators. Die Signale 1-4 stehen je nach Systemstruktur für unterschiedliche physikalische Größen.

aktorisch wirkendes System ohne sensorische Komponenten wird auch  $\rightarrow$  haptisches Display genannt. Abbildung 3.6 zeigt einige kommerziell erhältliche haptische Bedienelemente.

Anhand der Dynamik, Lokalisierung und der Art der dargebotenen Größen können (vibro-)taktile Displays (örtlich verteilte Anregung normal zur Hautoberfläche), kinästhetische Displays (größere Arbeitsräume mit mehreren Freiheitsgraden, siehe [193, Kap. 3] für eine ausführliche Übersicht existierender Systeme), Form-Displays (quasistatische Darstellung von Formen [34, 320]) und Scherkraft-Displays (Anregung tangential zur Hautoberfläche [68, 146]) unterschieden werden. Von diesen werden allerdings nur kinästhetische und Form-Displays als Teil von Bedienelementen verwendet, da sich nur hier die Darstellungs- und die Ausübungsbandbreite (siehe Abb. 2.5) des Menschen überschneiden.

**Manipulator** Der Manipulator ist ebenfalls ein Sensor-Aktor-System. Hier kommen (Industrie-)Roboter oder kommerzielle haptische Bedienelemente zum Einsatz, die über entsprechende Ansteuerungen auch als Manipulatoren genutzt werden können. Statt realer Sensor-Aktor-Systeme kommen allerdings deutlich häufiger virtuelle Umgebungsdarstellungen zum Einsatz. Diese simulieren z.B. Trainingsumgebungen für Chirurgen und Zahnmediziner, Produktionsumgebungen oder virtuelle Welten im Bereich der Unterhaltungsindustrie.

**Systemregelung** Die Systemregelung enthält alle regelungstechnischen Aspekte des Teleoperationssystems. Dabei wird zwischen lokalen Regelungen im Bedienelement und Manipulator sowie den übergreifenden Regelungen zwischen beiden Elementen unterschieden [135]. Über die Systemregelung werden Eigenschaften wie Stabilität und die Qualität der haptischen Darstellung sichergestellt.



**Abb. 3.6:** Kommerziell erhältliche haptische Bedienelemente

- a) PHANTOM PREMIUM, *impedanzgesteuertes Tischgerät mit hybrider Kinematik und 6 DoF, Bildquelle: Geomagic, Sensable Group, Wilmington, MA, USA, [253]*
- b) FALCON, *impedanzgesteuertes Tischgerät mit paralleler Kinematik und 3 DoF, Bildquelle: Novint Technologies, Washington, PA, USA*
- c) HAPTICMASTER, *admittanzgeregeltes Standgerät mit serieller Kinematik und 3 DoF, Bildquelle: Moog BV, Nieuw-Vennep, NL, [243]*
- d) CYBERGRASP, *impedanzgesteuerter Handschuh mit 1 DoF für jeden Finger, Bildquelle: CyberGlove Systems LLM, San Jose, CA, USA*

Ausgehend von den mechanischen Ein- und Ausgangsgrößen haben sich mit impedanz- und admittanzbasierten Systemen zwei grundsätzliche Klassifizierungen

---

für haptische Bedienelemente etabliert [193]. Diese Klassifizierung kann prinzipiell auch auf Manipulatoren ausgedehnt werden.

---

### 3.2.1 Impedanzbasierte Systeme

---

Impedanzbasierte Bedienelemente beruhen auf einer Positionsvorgabe des Nutzers. Das Bedienelement erfasst diese Vorgabe und der Manipulator wird durch den Systemcontroller auf die vorgegebene Position bewegt. Die Interaktionskräfte zwischen Manipulator und Umgebung werden vom Bedienelement dargestellt. Die dazu nötigen Aktoren des Bedienelements werden als Kraft- oder Momentquellen betrieben und sind typischerweise mechanisch oder elektrisch kommutierte Gleichstrommotore. Zur Kompensation der dynamischen Eigenschaften des Bedienelements kann ein zusätzlicher Kraftsensor zwischen Nutzer und Bedienelement integriert und die Ausgabekraft des Bedienelements geregelt werden. Solche Systeme werden als *impedanzgeregelt* bezeichnet, ansonsten spricht man von *impedanzgesteuerten* Systemen. Durch die Rücktreibbarkeit der Aktoren eignen sich impedanzbasierte Systeme gut zur Darstellung von Freiraumbewegungen und nachgiebiger Objekteigenschaften. Impedanzgesteuerte Systeme bestehen aus kostengünstigen Komponenten und stellen die große Mehrheit der kommerziell erhältlichen Bedienelemente dar.

Ein impedanzbasierter Manipulator dient analog dazu als Kraftquelle, im idealen Fall sind Auslenkung und Geschwindigkeit nicht beschränkt. Die vorgegebene Kraft wird in die manipulierte Umgebung eingekoppelt und die daraus resultierende Position bzw. Geschwindigkeit gemessen. Die Gemeinsamkeit mit dem Bedienelement ergibt sich also aus den physikalisch gleichen Messgrößen (Position bzw. Geschwindigkeit) und Ausgabegrößen (Kraft, Moment) des Systems. Durch den Einsatz eines Kraftsensors werden ebenfalls impedanzgeregelter Manipulatoren aufgebaut.

---

### 3.2.2 Admittanzbasierte Systeme

---

Admittanzbasierte Bedienelemente basieren auf einer Krafteingabe des Nutzers. Diese wird an die manipulierte Umgebung weitergegeben und resultiert in einer Positionsänderung des Manipulators, die vom Bedienelement nachvollzogen wird. Als Antriebe dienen stark untersetzte elektrodynamische Aktoren als Wegquellen, aber auch alternative Antriebskonzepte wie piezoelektrische Wanderwellenmotore [110] oder hydraulische Antriebe [221] kommen zum Einsatz. Admittanzbasierte Systeme können daher hohe Kräfte und Steifigkeiten darstellen, für einen gezielten Krafteindruck muss aber eine Regelung implementiert werden. Da diese von der

---

sich ändernden Übertragungsfunktion des Nutzers abhängt, muss sie entsprechend robust ausgelegt werden [193].

Auf Manipulatorseite dienen Admittanzsysteme als Wegquellen. Im idealen Fall können Sie ausreichend Kräfte aufbringen, um die gewünschte Position in der Interaktionsumgebung zu erreichen. Die auftretenden Interaktionskräfte werden gemessen und können für eine Rückmeldung verwendet werden. Auch hier sind die gemessenen und ausgegebenen Größen von gleicher physikalischer Dimension wie am entsprechenden Bedienelement. Während admittanzbasierte Systeme aufgrund der höheren Komponentenkosten selten Teil von Teleoperationssystemen sind, sind admittanzgesteuerte Displays Stand der Technik für die Darstellung von Brailleschrift (siehe Abb. 3.4).

---

### 3.2.3 Kopplung von Impedanz- und Admittanzsystemen

---

Aus der Betrachtung von Bedienelement und Manipulator als Impedanz- und Admittanzsysteme ist ersichtlich, dass die Kombination von impedanzbasierten Bedienelementen und admittanzbasierten Manipulatoren (bzw. umgekehrt) eine einfache Systemregelung ermöglicht. In diesem Fall entsprechen die Ausgangsgröße des Bedienelements für den Manipulationspfad ( $I' - M$ ) direkt der Eingangsgröße des Manipulators und die Ausgangsgröße des Manipulators für den Wahrnehmungspfad ( $S - W'$ ) direkt der Eingangsgröße des Bedienelements. [155]. Sind beide Elemente impedanz- oder admittanzbasiert, wird die Regelung aufwändiger.

---

### 3.2.4 Der Nutzer als Teil des Systems

---

Die Bedeutung des Nutzers für den Systementwurf ist durch die Wahrnehmungs- und Interaktionsfähigkeiten bedingt. Der Manipulationspfad ( $I' - M$ ) eines haptischen Systems kann z.B. eine deutlich geringere Bandbreite als der Wahrnehmungspfad ( $S - W'$ ) aufweisen (siehe Abb. 2.5). Allerdings muss das „Entstehen“ der hochfrequenten Reize genau analysiert werden, um geeignete Sensorplatzierungen zu ermitteln [147] und nicht-lineare Vorgänge zu vermeiden [155].

Durch den bidirektionalen Energiefluss ist der Nutzer allerdings auch als mechanische Last für das haptische Bedienelement zu berücksichtigen. Dabei hat sich die Modellierung des Nutzers als Kraft- oder Geschwindigkeitsquelle und einer passiven Impedanz als zielführend erwiesen [156]. Die mechanische Impedanz des Nutzers ist abhängig von der betrachteten Körperstelle, der Kontaktfläche und -kraft, dem

---

Geschlecht und dem Alter des Nutzers [120]. Basierend auf [130, 190, 226, 270] wird in [202] ein auf konzentrierten Parametern basierendes Impedanzmodell für verschiedene Griffhaltungen in Abhängigkeit der Greifkraft ermittelt. Dort und in eigenen Studien im Rahmen dieser Arbeit zeigt sich eine große Streuung zwischen einzelnen Nutzern: Messungen der mechanischen Impedanz der Fingerkuppe mit großer Kontaktfläche ( $2,9 \text{ cm}^2$ ) bei 29 Probanden in der Altersgruppe von 20 bis 30 Jahren zeigen Streuungen von bis zu 20 dB [142]. Dies stellt hohe Anforderungen an die Robustheit der Regelung haptischer Bedienelemente.

---

### 3.3 Entwicklungsprozess

---

Im Folgenden wird der Entwicklungsprozess haptischer Systeme skizziert. Ausgehend von der Anforderungsermittlung werden die Teilsysteme Sensorik, Kinematik und Aktorik in Bezug auf nutzbare Prinzipien und deren Vor- und Nachteile dargestellt. Betreffend der Regelung wird vornehmlich auf Kennwerte und Entwurfsziele in Bezug auf haptische Systeme eingegangen. Der Abschnitt schließt mit einem Überblick über Methoden zur Evaluation haptischer Systeme.

---

#### 3.3.1 Ermittlung von Anforderungen

---

Die Ermittlung der technischen Anforderungen an ein haptisches System ist aus mehreren Gründen nicht trivial und ein regelmäßig diskutiertes Thema. Ein wichtiger Grund ist dabei die mangelnde Fähigkeit von Entwicklern und Nutzern, haptische Eindrücke zu verbalisieren [148]. Weiterhin existieren (noch) keine Systemkomponenten, die für eine Klasse von Anwendungen alle nötigen Voraussetzungen erfüllen, so dass Erfahrungswissen von Entwicklern häufig nicht direkt verwendet werden kann.

Generell wird empfohlen, vor technisch relevanten Entscheidungen den zukünftigen Nutzer über die erwarteten Eigenschaften und Interaktionsmöglichkeiten zu interviewen. Dazu sollten ausdrücklich Materialproben [201], Lo-Fi-Prototyping-Material wie Legosteine, Knetgummi etc. [148, 250] oder auch programmierbare Interaktionselemente wie Drehknöpfe verwendet [173] werden, um mit dem zukünftigen Nutzer über Interaktionsformen und Gestaltung des Systems zu sprechen. In der Auswertung der Gespräche kann die in Abschnitt 2.1 dargestellte Taxonomie genutzt werden, um eindeutig festzulegen, welche Interaktionsmöglichkeiten durch das System abgedeckt werden sollen. Weiterhin sollte die Anforderungsanalyse die

---

Festlegung der möglichen Griffarten und die Orte und Art der haptischen Interaktion beinhalten.

Zur Formulierung technischer Parameter schlägt KERN fünf verschiedene Technologie-Cluster auf Basis der haptischen Interaktion vor [201].

1. Kinästhetische Interaktion für Telepräsenz- und VR-Anwendungen auf Basis eines Werkzeuges und zur Änderung von Objektformen
2. Taktile Interaktion mit Oberflächen zur Veränderung von Oberflächeneigenschaften und zur Darstellung von zweidimensional spatialen Informationen
3. Vibrotaktile Darstellung zur eindimensionalen Darstellung von Informationen
4. Vibrotaktile Darstellung zur Darstellung von vektoriellen Größen in zwei- und dreidimensionalen Räumen
5. Darstellung von vektoriellen und intensitätsmodulierten Größen im dreidimensionalen Raum

Zu jedem Cluster werden zentrale Leitfragen formuliert, mit denen die Ableitung technischer Anforderungen erleichtert wird. Der Entwurfsprozess sollte dann mit der Entscheidung für eine Systemstruktur fortgesetzt werden, die aus der Art der geplanten Interaktion und den Randbedingungen der Angaben ergibt. Im Anschluss kann die Kinematik, eng verknüpft mit der Aktorik und nachgelagert die Sensorik ausgelegt werden. Parallel zu diesen Prozessen kann die nötige Software für das Gesamtsystem entwickelt werden.

---

### 3.3.2 Entwurf von Systemkomponenten

---

Dieser Abschnitt beschreibt Grundelemente haptischer Systeme und verweist auf weiterführende Werke zum Entwurf der Komponenten.

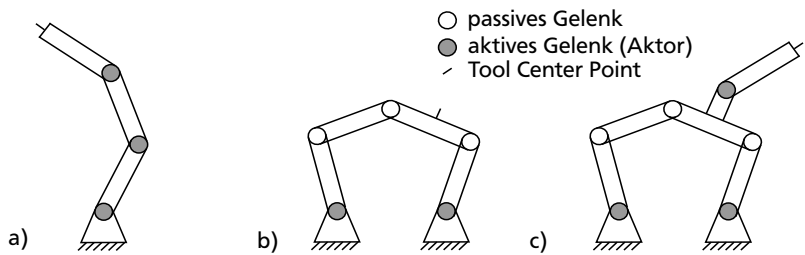
---

#### Kinematik

---

Kinematische Mechanismen sind komplexe Getriebe, die mechanische Größen gezielt umformen. Basiselement eines kinematischen Mechanismus ist eine kinematische Kette, die wiederum ein System aus mit Gelenken verbunden Gliedern ist, die sich im Raum oder in der Ebene bewegen [193]. Je nach Anordnung der Glieder und Gelenke kann man drei Grundtopologien kinematischer Mechanismen unterscheiden.

Sie werden als serielle, parallele und hybride Strukturen bezeichnet und sind in Abb. 3.7 zusammen mit den üblicherweise angetriebenen Gelenken und dem  $\hookrightarrow$  Tool Center Point (TCP) dargestellt.



**Abb. 3.7:** Grundstrukturen kinematischer Mechanismen  
*Abgebildet sind üblicherweise angetriebene Gelenke und der  $\hookrightarrow$  TCP. a) serielle Kinematik, b) parallele Kinematik, c) hybride Kinematik.*

Wie aus Abb. 3.5 von kommerziell erhältlichen haptischen Bedienelemente ersichtlich ist, werden alle Kinematiktypen für haptische Systeme, insbesondere für kinästhetische Bedienelemente, verwendet. Die Strukturen unterscheiden sich in einigen Eigenschaften grundlegend, diese sind in Tabelle 3.2 angegeben.

**Tab. 3.2:** Wichtige Eigenschaften kinematischer Strukturen aus [193]

Eigenschaft	serieller Mechanismus	paralleler Mechanismus
Arbeitsraum	groß	klein
Vorwärts-Kinematik	analytisch lösbar	numerisch lösbar
Invers-Kinematik	numerisch lösbar	analytisch lösbar
Struktursteifigkeit	gering	hoch
Verhältnis Arbeits- zu Bauraum	groß	klein
Bewegungs-dynamik	gering	hoch

Parallele Kinematiken haben kleinere Arbeitsräume als serielle Kinematiken, sind aber in der Lage, höhere Steifigkeiten darzustellen. Sie weisen höhere Dynamik und höhere Positioniergenauigkeiten auf, da Antriebe gestellfest montiert sind und sich die Last auf mehrere Ketten verteilt. Serielle Mechanismen besitzen den Vorteil einer geschlossen lösbaren Vorwärtskinematik, also der Beschreibung des Zusammenhangs

---

zwischen vorgegebenen Gelenkstellungen bzw. -kräften und Momenten und der Position des TCP. Die Berechnung der nötigen Gelenkstellungen zum Erreichen einer definierten TCP-Position ist allerdings nur numerisch und nicht notwendigerweise eindeutig lösbar. Für parallele Mechanismen verhält es sich umgekehrt: Die Vorwärts-Kinematik ist nur numerisch, die Invers-Kinematik dagegen geschlossen lösbar.

Der Entwurfsprozess kinematischer Strukturen umfasst die Auswahl einer kinematischen Struktur, die Anpassung an die vorgegebene Aufgabe, das Aufstellen der kinematischen Gleichungen und die Optimierung von relevanten Parametern wie Arbeitsraumgröße oder die Anisotropie der kinematischen Gleichungen [303]. Zum weiteren konkreten Entwurf kinematischer Ketten sei auf die entsprechende Fachliteratur aus der Robotik [163] verwiesen. Besonderheiten des Entwurfs für haptische Systeme behandeln [193] sowie [303]. Für spezielle Anwendungen kommen auch außergewöhnliche Kinematiken wie Seilzüge zum Einsatz, die nur Zug- aber keine Druckkräfte übertragen können [376].

---

## Aktorik

---

Auch wenn eine Vielzahl von haptischen Systemen auf elektrodynamischen Aktoren beruht, kann beinahe jegliches Aktorprinzip in haptischen Systemen gefunden werden: Piezoelektrische Stapel- [11, 274], Biege- [146, 361] und Wanderwellenmotore [48], bremsende Systeme auf Basis von magnetrheologischer Flüssigkeit [24, 29, 173] oder Wirbelstrombremsen [116], Krafterzeugung auf Basis der Drehimpulserhaltung [266], elektromagnetische Anregung [329, 330], Formgedächtnislegierungen [125], hydraulische [221] und pneumatische Systeme [8, 114] oder elektroaktive Polymere [255]. Für rein taktile Anwendungen existieren ebenfalls direkt elektrische und thermische Anregungsmechanismen [357] sowie auf Oberflächenwellen [161] und elektrostatischer Anziehung [372] basierende Displays.

Die häufige Verwendung von elektrodynamischen DC- und EC-Motoren beruht auf vorteilhaften Eigenschaften wie direkte Strom-Moment-Abhängigkeit, geringe bewegte Masse (und damit hohe mögliche Beschleunigungen) und - im Fall bürstenloser Motoren - keiner spürbaren Kommutierung [147]. Hohe Verfügbarkeit und einfach integrierbare Positionssensorik über Inkrementalgeber sind weitere Vorteile dieser Aktoren. Durch selbsthemmende, stark untersetzende Getriebestufen können mit eigentlich rücktreibbaren Aktoren auch Admittanzsysteme realisiert werden, spezielle Getriebe können auch direkt als Element zur Darstellung haptischer Informationen genutzt werden [246].



---

Die Auswahl eines Aktors sollte nicht auf Basis eines Prinzips, sondern aufgrund der zu erfüllenden Anforderungen durchgeführt werden. Hier ist insbesondere auf Dynamik und den verfügbaren Bauraum in Verbindung mit der gewählten kinematischen Struktur und dem nötigen Interaktionspfad zu achten. Auf die Ausführungen von HUBER ET AL. zur Aktorauswahl anhand von Leistungskriterien [160] und weitere Ausführungen zu Aktoren für haptische Systeme in [203] sei hier verwiesen.

---

## Sensorentwurf

---

In haptischen Systemen kommen Kraft- und Drucksensoren sowie Positions-, Geschwindigkeits- und Beschleunigungssensoren zum Einsatz. Generell wird nach dem Ausschlagsprinzip gemessen, da Kompensations- und Vergleichsmethoden eine zu geringe Dynamik aufweisen.

**Kraft- und Drucksensoren** Ähnlich wie bei Aktoren sind auch hier eine Vielzahl von Prinzipien zu finden [296, 340], wobei hauptsächlich kapazitive [263, 281] und auf dem piezoresistiven Effekt in Silizium [249, 257, 285, 297] beruhende Kraft- und Drucksensoren zum Einsatz kommen. Für Kontaktkraftmessungen existieren zudem Sensoren, die auf Änderungen des Engewiderstands bzw. der Perkulation beruhen [168, 206, 341]. Der große Vorteil piezoresistiver Sensoren ist die hohe Empfindlichkeit [15], die steifere Verformungskörper und damit höhere Bandbreiten und größere Überlastfähigkeiten ermöglicht.

Generell können Mehrkomponentensensoren und örtlich aufgelöste Sensorarrays unterschieden werden. Mehrkomponentensensoren messen mehrere Kräfte und Momente an einem Punkt (typischerweise  $3 \leftrightarrow$  Degree of Freedom (DoF) Kraft oder je  $3 \leftrightarrow$  DoF Kraft und Moment). Örtlich aufgelöste Sensorarrays (häufig auch taktile Sensoren genannt) messen eine oder mehrere Komponenten an mehr als einer Stelle in einem definierten Gebiet. Die Entwicklung taktiler Sensoren ist häufig technologisch getrieben und kann nur schwer verallgemeinert werden. Für Mehrkomponentensensoren hat sich als Entwicklungsablauf die Auswahl eines Verformungskörpers auf Basis analytischer Auslegung und die numerische Optimierung für isotrope Empfindlichkeit, Überlastfähigkeit und optimale Platzierung von Messelementen etabliert [257, 297]. Häufig kommen auch Mehrkomponentensensoren zum Einsatz, die zur Interaktionskraftmessung in Roboterarmen entwickelt wurden [1, 340].

**Positions-, Geschwindigkeits- und Beschleunigungssensorik** Während Kraft- und Drucksensoren häufig speziell für konkrete haptische Systeme entworfen sind,

---

kommen zur Messung kinematischer Größen meist kommerziell erhältliche Sensoren zum Einsatz. Hauptsächlich werden dabei Quadratur-Encoder oder Hall-Sensoren zur Positionserkennung eingesetzt - meist in Verbindung mit rotatorischen Antrieben. Für qualitativ hochwertige Systeme sind hohe Auflösungen nötig, um Instabilitäten und Rauschen zu vermeiden und - insbesondere bei der Ableitung von Geschwindigkeitssignalen - ausreichend hohe nutzbare Auflösungen der Zielgrößen zu erhalten [54].

Für rein hochfrequente Anwendungen mit geringen Auslenkungen werden häufig auch piezoelektrische oder mikrotechnisch gefertigte Beschleunigungssensoren eingesetzt [147, 224, 225]. Direkt geschwindigkeitsproportionale Sensorprinzipien werden nur in psychophysikalischen Untersuchungen eingesetzt [98]. Weitere Optionen für die Messung kinematischer Größen sind die Auswertung der Induktivität von elektrodynamischen Motoren im Betrieb und die Verwendung neuartiger optischer oder magnetischer Sensorprinzipien: Während konventionelle optische Technologien wie Triangulation, Vibrometrie und Interferometrie zu teuer für den regulären Einsatz in haptischen Systemen sind, könnten Sensoren aus optischen Computermäusen auch für haptische Anwendungen interessant sein [199].

---

### 3.3.3 Regelung

---

Die allgemeinen Aufgaben einer Regelung, Regel- und Führungsgröße anzugleichen und Störeinflüsse zu minimieren [169, Kap. A 1], müssen auch bei haptischen Systemen erfüllt werden. Darüber hinaus ergibt sich zusätzlich die Aufgabe, die dynamischen Eigenschaften des Systems gegenüber dem Nutzer zu verschleiern [308, Kap. 4]. Diese Aufgaben werden in den zwei grundsätzlichen Gütekriterien für die Regelung haptischer Systeme abgebildet, die haptische Transparenz und die Stabilität.

**Haptische Transparenz  $T_H$**  Die  $\leftrightarrow$  haptische Transparenz beschreibt die Fähigkeit eines haptischen Systems, die Impedanz der Interaktionsumgebung  $z_e$  (siehe Abb. 3.5) dem Nutzer verlust- und störungsfrei als Impedanz  $z_t$  darzustellen. Das Konzept der Transparenz wurde von RAJU [294] und LAWRENCE [230] eingeführt und hat sich mit den Arbeiten von HANNAFORD [129] zu einem allgemein anerkannten Gütekriterium haptischer Systeme etabliert. Das Konzept wird im folgenden Abschnitt 3.3.4 näher erläutert.

**Stabilität** Die Stabilität beschreibt die Fähigkeit eines Systems, seine Aufgaben bei Einwirkung von Störgrößen vorgabegemäß zu erfüllen. Für die Haptik ist

---

neben unbekannten Interaktionsumgebungen der Nutzer selbst eine Störgröße. Neben der deutlich unterschiedlichen Impedanz zwischen verschiedenen Nutzern, kann ein Nutzer durch gezielte Variation von aufgebrachter Kraft und Nutzerimpedanz instabile Zustände hervorrufen [56].

Das Ziel haptischer Regelungen ist eine möglichst hohe Transparenz bei gleichzeitiger Stabilität des Systems. Dabei widersprechen sich beide Kriterien [230]. Eine Analyse der möglichen Regelungen bei Telepräsenzsystemen von HASSTRUDI-ZAAD ET AL. zeigt, dass durch entsprechende Regelungsarchitekturen ideal transparente Systeme für jegliche Kombination aus Impedanz- und Admittanzsystemen als Bedienelement und Manipulator möglich sind. Diese sind allerdings anfällig gegenüber Störgrößen, Zeitverzögerungen in der Signalübertragung und fehlerhafte Modellierungen der Teilsysteme [135]. Aufgrund der Vielzahl von Störgrößen und der hohen Systemkomplexität ist eine geschlossene Betrachtung der Stabilität nur eingeschränkt möglich. Daher existieren vielfach Ansätze, Stabilität über Passivität als hinreichendes Kriterium sicher zu stellen [55, 131, 373]. Dazu werden die Energieflüsse in die einzelnen Teilsysteme überwacht und über adaptive Verbraucher sichergestellt, dass nicht mehr Energie in ein Teilsystem hinein als hinaus fließt.

Weitere Ansätze umfassen den Einsatz von Lead-Lag-Gliedern zur Erhöhung der Bandbreite, innerhalb derer Transparenz gewährleistet ist [16], adaptiven Regelungen und modellbasierten Kompensatoren [85], um Transparenz- und Stabilitätsverhalten zu verbessern. Für den Fall, dass große Latenzzeiten zwischen Bedienelement und Manipulator existieren (z.B. zwischen Kontinenten oder Planeten) und eine paketbasierte Datenübertragung mit unterschiedlichen Laufzeiten verwendet wird, haben sich zwei Maßnahmen zur Erhöhung der Stabilität etabliert: Die Nutzung einer *Scattering Transformation* an beiden Enden des Übertragungskanal führt über eine laufende Systemidentifikation zu stabilem Systemverhalten trotz variierender Latenzzeiten [254, 358]. Für größere Latenzzeiten (Sekunden bis Minuten) werden lokale Modelle der Interaktionsumgebung am Bedienelement eingesetzt, um Übertragungsraten gering zu halten [261]. Voraussetzung ist allerdings eine sich nur langsam ändernde Interaktionsumgebung. Neben den Einflüssen auf die Stabilität wirken sich Latenzzeiten auch auf die darstellbaren Impedanzen aus [153, 154].

In Bezug auf medizinische Simulatoren werden in jüngster Zeit auch Regelalgorithmen zur Kooperation mehrerer Nutzer in einem System untersucht [218]. Durch zwei Bedienelemente können z.B. ein Mentor und ein Schüler mit der gleichen virtuellen Umgebung interagieren und verbal nur schwer zu beschreibende Vorgänge von beiden Nutzern haptisch erfahren werden.

---

### 3.3.4 Evaluation

---

Die Evaluation haptischer Systeme bezeichnet die Vorgänge der Verifizierung durch Gütekriterien (quantitative Prüfung gegenüber den Spezifikationen) und der Validierung durch Performanzkriterien (qualitative Prüfung der Funktion des Systems) [66, Kap. 2]. Die Evaluation dient der Beurteilung des entwickelten Systems und zum Vergleich mehrerer Systeme untereinander.

Vermutlich aus zwei Gründen existiert keine einheitliche Evaluationsmethodik für haptische Systeme: Zum einen herrscht Unklarheit, welche Kriterien aussagekräftig für die Beurteilung der Nutzerinteraktion sind, zum anderen gibt es kaum untereinander vergleichbare Systeme. Der Stand der Technik bezieht sich daher auf spezielle kinematische Gütekriterien zur Beurteilung der Fähigkeiten eines haptischen Systems [145]. Weiterhin sind spezielle haptische Kenngrößen bekannt, beispielsweise *Rate Hardness* zur Beurteilung von darstellbaren Steifigkeiten [231] oder Performanzindizes für Teleoperationssysteme mit skalierten Größen [321]. Erst mit den Arbeiten von SAMUR existiert ein Ansatz, der eine Evaluation haptischer Systeme sowohl im Sinne der Verifizierung als auch der Validierung ermöglicht. Hierzu unterscheidet er physikalische Gütekriterien und psychophysikalische Evaluationsmetriken, die allerdings sowohl Güte- als auch Performanzkriterien beinhalten. Beide Metriken dienen insbesondere zur Verifizierung haptischer Displays [308, Kap. 4 und 5]. Tabelle 3.3 zeigt die möglichen Gütekriterien physikalischer Evaluation haptischer Systeme.

Als psychophysikalische Metriken werden die Kennwerte

- Performanz-Index nach FITTS [86] zur Beurteilung der Wirksamkeit einer Handlung ( $I' - M$  in Abb. 3.1)
- Informationstransfer zur Beurteilung der Menge der übertragenen Daten zwischen System und Nutzer [333]
- absolute Wahrnehmungsschwelle
- differentielle Wahrnehmungsschwelle ( $\leftrightarrow$  JND)

vorgeschlagen. Die ersten beiden lassen sich als Performanzkriterien identifizieren. Wahrnehmungsschwellen dienen hier als Gütekriterium, da sie als Maß für die Fähigkeit des Systems angesehen werden, die dazu nötigen Reize zu generieren. Da die Arbeit von SAMUR vor allem die Interaktion mit einer virtuellen Umgebung betrachtet, werden sieben Testversuche definiert, aus denen sowohl physikalische



**Tab. 3.3:** Physikalische Gütekriterien zum Vergleich haptischer Systeme nach SAMUR [308]

Systemzustand	Klasse	Kennwert	Metriken
passiv	Kinematik	<i>Arbeitsraum</i>	erreichbarer Arbeitsraum, Isotropie des Arbeitsraums
		<i>Freiheitsgrade</i>	aktive, passive
		<i>Struktur</i>	seriell, parallel, hybrid
		<i>Isotropie</i>	Konditionszahl, globaler Konditionsindex, Manipulierbarkeit
	Elastostatik		strukturelle Nachgiebigkeit
Dynamik		Strukturdynamik, Trägheit, mögliche Beschleunigung	
aktiv	Aktorik	<i>statisch</i>	maximale, minimale und stetige Kraft, Hystereseverhalten, Auflösung, Bandbreite
		<i>Frequenzantwort</i>	Bandbreite der Komponenten, Ausgangsimpedanz, Amplitudendynamik der Ausgabe
		<i>Sprungantwort</i>	Anstiegs- und Einschwingzeit, Überschwinger, bleibende Abweichung, Genauigkeit
		<i>Impulsantwort</i>	Maximale Geschwindigkeit, maximale Beschleunigung, Strukturverformung
	Sensorik	<i>statisch</i>	Auflösung, Hysteresefehler, Wiederholgenauigkeit, Empfindlichkeit, Nennbereich
		<i>dynamisch</i>	Bandbreite
geregelt	Ausgabeimpedanz		minimal und maximal darstellbare Impedanz, Impedanzdynamik
	Regelung		Bandbreite

als auch psychophysikalische Metriken abgeleitet werden können. Weiterhin gestatten die vorgeschlagenen Versuche den Vergleich mehrerer haptischer Systeme untereinander, dienen also in Teilen auch der Validierung.

Mit dem so definierten Verfahren können haptische Bedienelemente evaluiert und untereinander verglichen werden, die für die Interaktion mit virtuellen Umgebungen entwickelt wurden. Für aufgabenspezifische haptische Systeme können zwar die in Tabelle 3.3 angegebenen physikalischen Werte angegeben werden, allerdings lassen sich daraus weder Schlüsse über deren Eignung noch ein Vergleich mit den nicht vorhandenen Alternativsystemen ableiten. Daher müssen weitere Performanzkriterien zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit haptischer Teleoperationssysteme betrachtet werden. Im Rahmen dieser Arbeit wird daher untersucht, inwiefern aus der Kombination der haptischen Transparenz mit ergonomischen Performanzkriterien eine verbesserte Evaluationsmethodik für Teleoperationssysteme entwickelt werden kann. Dazu werden im Folgenden das Konzept der haptischen Transparenz und einige Performanzkriterien vorgestellt.

---

## Transparenz

---

Die Definition der Transparenz  $\underline{T}_H$  benötigt aus Nutzersicht die Eingangsimpedanz des Telemanipulationssystems  $\underline{z}_t = \frac{\underline{F}_t}{\underline{v}_t}$  und die Impedanz der Interaktionsumgebung  $\underline{z}_e = \frac{\underline{F}_e}{\underline{v}_e}$ . Für ein ideal transparentes System gilt nach [230] und mit den Bezeichnungen aus Abb. 3.5

$$\underline{T}_H = \frac{\underline{z}_t}{\underline{z}_e} \stackrel{!}{=} 1 \quad (3.1)$$

$$\Rightarrow \underline{z}_t = \underline{z}_e. \quad (3.2)$$

Für den Fall, dass das Teleoperationssystem keine Skalierungen von Kräften oder Geschwindigkeiten (bzw. deren abgeleiteten Größen) vornimmt, gilt aufgrund von Gl. (3.2)

$$\underline{F}_t = \underline{F}_e \quad \text{und} \quad \underline{v}_t = \underline{v}_e. \quad (3.3)$$

Diese Einschränkung nach Gl. (3.3) ist zweckmäßig für die meisten Teleoperationssysteme und im Folgenden keine Einschränkung der Allgemeingültigkeit der Betrachtungen.

Gleichung (3.2) lässt sich für die Darstellung in Abb. 3.5 unter Nutzung der Fluss- und Differenzgrößen mit einer Matritzendarstellung beschreiben. Im Folgenden wird dazu die Darstellung nach HANNAFORD [129] verwendet, die gegenüber der Darstellung nach LAWRENCE [230] eine intuitivere Abbildung der einzelnen Parameter auf das reale System ermöglicht. Sie lautet

$$\begin{pmatrix} \underline{F}_t \\ \underline{v}_e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{H}_{11} & \underline{H}_{12} \\ \underline{H}_{21} & \underline{H}_{22} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{v}_t \\ -\underline{F}_e \end{pmatrix}. \quad (3.4)$$

Für ein Telemanipulationssystem, das aus einem Manipulator an der Interaktionsumgebung und einem haptischen Display beim Nutzer besteht, lässt sich Gl. (3.4) anschaulich durch die Impedanzen dieser Systemteile,  $\underline{z}_m$  und  $\underline{z}_t$  und das Skalierungsverhalten der Übertragung von Kräften und Geschwindigkeiten beschreiben:

$$\begin{pmatrix} \underline{F}_t \\ \underline{v}_e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \underline{z}_t & F\text{-Skalierung} \\ v\text{-Skalierung} & \frac{1}{\underline{z}_m} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{v}_t \\ -\underline{F}_e \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

Gleichung (3.5) definiert damit das Entwurfsziel für die Komponenten des Telemanipulationssystems: Minimale Impedanz des Bedienelements  $\underline{z}_t$  und maximale Manipulatorimpedanz  $\underline{z}_m$ . Beide Größen sind weder von der Interaktionsumgebung noch vom Nutzer abhängig. Es ist aber offensichtlich, dass diese Entwurfsziele für reale Systeme nicht erreichbar sind.

Die ledigliche Eingrenzung auf haptische Transparenz ist daher als Optimierungs- und Evaluationskriterium haptischer Systeme unzureichend, scheint aber entsprechendes Potential zu eröffnen. SCHAUSS ET AL. untersuchen beispielsweise die Transparenz als Gütekriterium zur Darstellung von simulierten Feder-Masse-Dämpfer-Systemen durch ein haptisches Display [310]. Eine Kombination mit Wahrnehmungsaspekten könnte hier neue Vorgehensweisen zur Evaluation ermöglichen. Dies wird durch die dynamische Modellierung sämtlicher Komponenten von Bedienelement und Manipulator durch entsprechende Zweitordarstellungen im Rahmen der Netzwerktheorie begünstigt [193], da damit eine komplett geschlossene Darstellung des Systems zur Bestimmung von Stabilität und Transparenz ermöglicht wird. Die Kombination des Konzepts der haptischen Transparenz mit Wahrnehmungskennwerten wird daher im weiteren Verlauf dieser Arbeit verfolgt.

Performanzkriterien dienen zur qualitativen Prüfung der Funktion eines Systems beim Gebrauch durch den Nutzer. Der Begriff wird in dieser Arbeit in Abgrenzung zu technischen Gütekriterien genutzt, die ein System gegen die Anforderung verifizieren oder zum Vergleich mit anderen Systemen dienen. Für die Beurteilung haptischer Telepräsenzsysteme bieten sich zur Beurteilung der Performanz Methoden aus der Arbeitswissenschaft an. Im Gegensatz zu technischen Kriterien wie Stückzahl pro Zeit, Wartungsintervall, Energieverbrauch sind ergonomische Kriterien zur Gebrauchstauglichkeit (engl. auch *usability*) dazu in der Lage, die Interaktion des technischen Systems mit dem Menschen zu bewerten. Eine generelle Übersicht zur Methodik, die neben Tests auch Gestaltungsrichtlinien umfasst, geben dabei [301, 309].

Für die Evaluation haptischer Systeme ist insbesondere die Frage interessant, ob geplante und vorher definierte Aufgaben mit einem Teleoperationssystem „besser“ erfüllt werden als ohne. Die Kriterien für „besser“ müssen dabei im Vorhinein festgelegt werden. Sie ergeben sich schon vor der Entwurfsphase durch die geplante Anwendung und den erhofften Nutzen des Systems. Mögliche Kriterien sind:

- Zeitersparnis bei der Aufgabendurchführung (Differenz der Ausführungszeit einer definierten Aufgabe mit und ohne haptische Rückmeldung)
- verminderte kognitive und/oder körperliche Belastung des Nutzers (z.B. NASA Task Load Index [133], Biosignalanalyse [359])
- erhöhte Aufmerksamkeit für primäre Aufgaben (Aufmerksamkeitsanalyse durch Verfolgen der Augenbewegungen, Analyse von Reaktionszeiten)
- geringere Beeinflussung der Interaktionsumgebung (z.B. Greif- oder Interaktionskräfte mit Gewebe bei der minimalinvasiven Chirurgie [212, 360])
- höherer Informationstransfer

Weitere Kriterien können aufgabenspezifisch definiert und geeignete Tests zu deren Quantifizierung entworfen werden.



Von industriell großem Interesse ist die Bewertung haptischer Eindrücke für Bedienelemente und Oberflächen. Während konventionelle Ansätze wie in Abschnitt 2.4.6 beschrieben auf Fragebögen und multidimensionaler Skalierung beruhen und daraus Kennwerte extrahieren [7, 305, 299, 298], wurde von KERN die Methode der  $\hookrightarrow$  Force Impression (FIP) vorgeschlagen [204].

Ähnlich wie die A-, B-, C-, und D-Bewertungen von Schallleistungspegeln werden haptische Signale dabei mit einer inversen Wahrnehmungskennlinie bewertet, um Frequenzen mit hohen absoluten Schwellwerten geringer zu gewichten als Frequenzen mit niedrigen absoluten Schwellwerten. Bisherige Arbeiten zeigen aber noch keinen Nutzen dieses Ansatzes zur Beschreibung des haptischen Eindrucks von passiven Systemen [136]. Eine Anwendung auf aktive haptische Systeme ist bisher noch nicht bekannt. Ein möglicher Ansatz zum Einsatz der  $\hookrightarrow$  FIP in aktiven Systemen ist die Bewertung von integralen Größen - ebenfalls analog zur Akustik. Hier existieren allerdings noch keine aussagekräftigen Konzepte für integrale Maßzahlen der Haptik bzw. haptischer Interaktion. Unklar ist ebenfalls, inwiefern der Interaktionscharakter der Haptik eine direkte Übertragung von Konzepten aus der Akustik erlaubt.

---

### 3.4 Wahrnehmungsinspirierter Entwurf haptischer Systeme

---

Im klassischen, oben skizzierten Entwurfsprozess dienen Eigenschaften der menschlichen Wahrnehmung als Quelle von Anforderungen und als mögliche Restriktionen. Die Kennwerte der Wahrnehmung werden dabei häufig nur isoliert und nicht im Rahmen der Interaktion betrachtet. Durch die grundsätzlichen Unterschiede sind allerdings neuartige Ansätze für den Entwurf technischer Systeme zu erwarten.

---

#### 3.4.1 Beispiele aus dem Stand der Technik

---

Der Stand der Technik und Forschung beschreibt einige Beispiele für wahrnehmungsinspirierte technische Lösungen. Drei davon werden im Folgenden kurz vorgestellt.

Die Firma BATTENBERG vertreibt unter dem Produktnamen *Messrobotic* Roboter, angepasste Sensorsysteme und Software um „Wahrnehmungen messbar [zu] machen“ [18]. Basis der vom System ausgegebenen Bewertungen von Bedienelementen (vorzugsweise im Automobil) sind Kraft-Weg-Kennlinien der Bedienelemente [305]. Diese werden mit geringer zeitlicher und Amplitudenauflösung ( $\approx 50$  Hz und 50 mN) gemessen und durch ein Polynom höherer Ordnung angenähert [19]. Aus den Koeffizienten der Polynome werden dann nicht näher spezifizierte Kennwerte der Bedienelemente berechnet.

Dieses Vorgehen vernachlässigt sämtliche höherfrequenten Komponenten der taktilen Wahrnehmung, die aber nach allgemeiner Meinung in der Forschung für die Beurteilung von Oberflächen und transienten Vorgängen wie Reibung notwendig sind. Eigene Versuche im Rahmen dieser Arbeit zeigen ebenfalls die Notwendigkeit der Berücksichtigung von hochfrequenten Anteilen für eine gute Vorhersage von Nutzerbewertungen von passiven haptischen Systemen [136]. Damit ist der *Messrobotic*-Ansatz zwar nicht per se ungeeignet, die recherchierbaren Informationen über die verwendete Messmethodik zeigen aber Mängel gegenüber dem anerkannten Stand der Technik.

---

## Kompression haptischer Datenströme - das *Perceptual-Deadband-Coding*

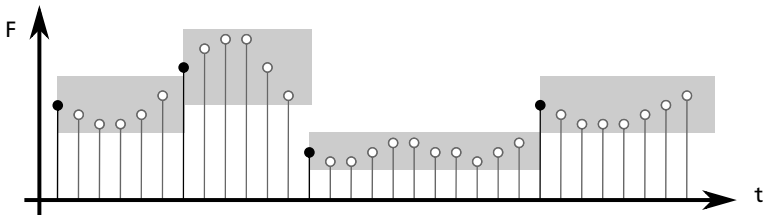
---

Im Rahmen der Arbeiten des von der  $\hookrightarrow$  Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) geförderten Sonderforschungsbereiches 453 - Wirklichkeitsnahe Telepräsenz und Teleaktion - an der Technischen Universität München [58] wurde zur verlustbehafteten Komprimierung haptischer Datenströme in Telepräsenzsystemen ein Echtzeit-Komprimierungsalgorithmus entwickelt [152]. Das *Perceptual Deadband Coding* basiert auf der  $\hookrightarrow$  JND und vermindert die nötige Datenrate zwischen Manipulator und Bedienelement. Abbildung 3.8 zeigt die prinzipielle Funktionsweise.

Deadband-komprimierbare Daten sind insbesondere gemessene Kräfte, die am Bedienelement dem Nutzer dargestellt werden. Erweiterungen des Konzepts umfassen die Erweiterung auf den zwei- und dreidimensionalen Raum, wo statt dem *Deadband* eine kreis- bzw. kugelförmige *Deadzone* verwendet wird und die Untersuchung der nötigen Interpolationsalgorithmen im Bedienelement.

Basierend auf der vermutlichen Funktion des RA-II-Kanals zur Detektion der durch Werkzeuge übertragenen hochfrequenten Signale (siehe Abschnitt 2.3.1) und frühen Arbeiten von OKAMURA ET AL. wurde von NIEMEYER ET AL. das Konzept der *Event-based Haptics* zur Modellierung von Kontaktsituationen entwickelt [165]. Dabei werden Beschleunigungstransienten am Manipulator aufgenommen und als Vibrationen am Bedienelement wiedergegeben. Dabei handelt es sich um eine reine Steuerung. Die übertragenen Frequenzbereiche sprechen insbesondere taktile Sinneszellen an. Durch die Kontaktmodellierung können beim Antippen einer Oberfläche mit einem Werkzeug verschiedene Materialien dargestellt werden [224]. Weiterentwicklungen des Konzepts beinhalten u.a. Filteralgorithmen in Abhängigkeit der Penetrationsgeschwindigkeit [83].

Aufbauend auf diesen Ergebnissen wurde ein Zusatzsystem zur haptischen Rückmeldung am Chirurgieroboter DAVINCI entwickelt [225], das in der Evaluation mit Chirurgen subjektiv positiv beurteilt wurde, allerdings objektiv weder eine Verbesserung noch eine Verschlechterung der Performanz erzielt [256].



**Abb. 3.8:** Verlustbehaftete Komprimierung auf Basis der differentiellen Wahrnehmungsschwelle

Vom Manipulatorsystem erfasste Größen werden erst dann übertragen (schwarz/gefüllt), wenn sie größer als die aktuelle differentielle Wahrnehmungsschwelle sind. Werte, die kleiner als die aktuelle Wahrnehmungsschwelle sind (grau/ungefüllt), werden nicht an das Bedienelement übertragen. Abbildung basierend auf [152].

---

### 3.4.2 Ableitung des Forschungsbedarfs

---


Aus dem Stand der Technik lassen sich mehrere Defizite ableiten, die die Entwicklung aufgabenspezifischer haptischer Systeme erschweren. Dies sind insbesondere fehlende quantifizierte Angaben zur menschlichen Kraftwahrnehmung und das Fehlen von Evaluationsmethoden für aufgabenspezifische haptische Systeme, für die keine Vergleichssysteme existieren. Hieraus ergeben sich die folgenden Schwerpunkte dieser Arbeit:

**Messtechnische Analyse der Kraftwahrnehmung** Die Mehrzahl der Studien zur haptischen Wahrnehmung basiert auf Reizen, die über Auslenkungs-, Geschwindigkeits- oder Beschleunigungssignale definiert sind. Gerade für medizinische Anwendungen haben sich aber impedanzbasierte Systeme etabliert, die auf einer Kraftmessung am Manipulator und einer Kraftdarstellung am Bedienelement basieren. Die Auslegung der dazu nötigen Sensoren und Aktoren benötigt daher Werte für die absolute und differentielle Kraftwahrnehmungsschwelle, die bisher nur eingeschränkt und nur für mittlere und niedrige Bandbreiten existieren.

**Kombinierter Einfluss unterschiedlicher Einflussfaktoren** Es existieren einzelne Studien zur Abhängigkeit der Wahrnehmung von externen Faktoren, die isoliert den Einfluss einzelner Umgebungsgrößen analysieren. Für den Entwurf von Systemen erlaubt eine genauere Kenntnis über den quantitativen Einfluss der einzelnen Größen eine bessere Einschränkung der Anforderungen für die jeweilige Anwendung. Aufgabe ist es daher, geeignete Auswertungsmethoden zur Auswertung kombinierter Einflussfaktoren zu untersuchen und diesen Einfluss praktisch zu quantifizieren.

**Wahrnehmungsbasierte Evaluationsmethodik** Für haptische Systeme, für die keine Referenzsituation (z.B. bei medizinischen Anwendungen, die in konventioneller Form gar keine haptische Rückmeldung beinhalten) oder ein alternatives System existiert, könnte eine Berücksichtigung von Wahrnehmungseigenschaften zu aussagekräftigen Evaluations- und Optimierungskriterien führen. Diese könnten aus der vorher erfolgten Identifizierung der relevanten mechanischen Anregung abgeleitet werden.

**Identifizierung der relevanten mechanischen Anregung** Wünschenswert wäre ein messtechnischer Nachweis, welche physikalische Größe (Deformation der Haut, eingeleitete Kraft oder mechanische Spannung in der Haut) als Anregung der haptischen Wahrnehmung dient. Wenn diese Größe eindeutig identifiziert wird, können bestehende Daten zur haptischen Wahrnehmung



---

deutlich breiter und universeller genutzt werden. Dies betrifft insbesondere Daten zur Skalierung und Maskierung, die für auslenkungsdefinierte Reize vorliegen, aber noch nicht für kraftdefinierte Reize untersucht wurden.

---

### Weitere Gliederung dieser Arbeit

---

Die nötigen Schritte zur Untersuchung dieser Schwerpunkte sind die Entwicklung und Charakterisierung eines Messsystems, mit dem Kraftwahrnehmungsschwellen ermittelt werden können (Kapitel 4) und die Auswahl eines geeigneten psychophysikalischen Messverfahrens (Kapitel 5). In Kapitel 6 werden die durchgeführten Messungen beschrieben. Allgemeine Empfehlungen für den Entwurf haptischer Systeme und die konkrete Anwendung bei einer Systemkomponente und zur Evaluation haptischer Systeme werden in Kapitel 7 aus den Ergebnissen abgeleitet. Die Arbeit schließt mit einem Fazit und einem Ausblick auf weitere mögliche Themen.

---

## 4 Messplatz zur Analyse der Kraftwahrnehmung

In diesem Kapitel wird der Aufbau des Messplatzes zur Analyse der Kraftwahrnehmung beschrieben. Neben der Ableitung der Anforderungen und der Lösung der sich daraus ergebenden Teilprobleme wird ein Schwerpunkt auf die Fehlerabschätzung des Systems gelegt.

---

### 4.1 Anforderungsermittlung

---

Die Anforderungen an den Messplatz werden aus den bekannten Kennwerten der haptischen Wahrnehmung (s. Abschnitt 2.3), den erwarteten Versuchsparametern (s. Abschnitt 2.6) und den Vorarbeiten [41, 328] abgeleitet [138, Kap. 2]. Aus diesen und den Anforderungen des im Rahmen dieser Arbeit bearbeiteten DFG-Projekts „*Messtechnische Untersuchung der menschlichen Kraftwahrnehmung*“ [366] ergeben sich die in Tabelle 4.1 dargestellten Anforderungen an den Messplatz.

Kommerzielle haptische Bedienelemente sind nicht in der Lage, diese Anforderungen zu erfüllen. Auch im Forschungsbereich weisen bestehende Systeme zwar ausreichende Kraft- und Auslenkungskapazitäten auf, können die erforderliche Bandbreite von 1000 Hz aber nicht erreichen [334, 364]. Daher muss der Messplatz auf einer neuartigen Kraftquelle basieren. Die Analyse der Anforderungen und der daraus entstehenden Teilprobleme zeigt teilweise widersprüchliche Optimierungskriterien für mögliche Teillösungen. Aus diesem Grund werden vier Entwurfsziele definiert, aus denen weitere Forderungen an die Lösung der Teilprobleme abgeleitet werden können:

**Definierte Krafterzeugung** Eine definierte Krafterzeugung wird durch eine große lineare Bandbreite der Krafterzeugung begünstigt. Daraus lässt sich die Forderung nach einer geringen Masse der bewegten Teile und hoher Steifigkeit des Aufbaus ableiten. Es wird zudem festgelegt, dass die Krafterzeugung nur in einem Freiheitsgrad normal zur Erdoberfläche erfolgt. Daher muss die Kraftquelle entsprechend im Raum gedreht werden können, wenn andere Krafrichtungen oder -vektoren dargestellt werden sollen.

**Tab. 4.1:** Anforderungen an den Messplatz zur Ermittlung von haptischen Wahrnehmungskennwerten  
*Aufstellung basiert auf [138]*

F/W	Anforderung	Wert
<i>Kraftausgabe</i>		
F	Systemstruktur	Impedanzsystem
F	Kraftamplitude	harmonisch, $\hat{F} = 5 \text{ N}$
W	Kraftamplitude	beliebige Signalform, $\hat{F} = 5 \text{ N}$
F	Bandbreite Aktorik	statisch bis 1000 Hz
F	Linearitätsfehler	< 5 %
F	Stellweg	$\pm 1 \text{ mm}$ bis 200 Hz, ( $\pm 0,1 \text{ mm}$ bei 1000 Hz, linearer Übergang)
<i>Sensorik</i>		
F	Messgrößen	Kraft $F$ Auslenkung $\xi$ Geschwindigkeit $\nu$
F	Nennmessbereiche	$F_N = \pm 15 \text{ N}$ $\xi_N = \pm 5 \text{ mm}$ $\nu_N = 400 \mu\text{m s}^{-1}$
F	Auflösung	$F_{\text{res}} = 1 \text{ mN}$ $\xi_{\text{res}} = 1 \mu\text{m}$ $\nu_{\text{res}} = 50 \text{ nm s}^{-1}$
F	Bandbreite	statisch bis 10 kHz
W	Messverfahren $\xi, \nu$	berührungslos
<i>Versuchsparameter</i>		
F	Greifmöglichkeiten	flexibel
F	Temperatur von Griffstück und Umgebung	$5 \dots 40^\circ\text{C}$ ( $\pm 2^\circ\text{C}$ )
F	Kontaktkraft	$0 \dots 10 \text{ N}$ , je nach Griff einstellbar

**Einstellbare Versuchsparemeter** Alle Parameter der Reizerzeugung und der Umgebungseigenschaften müssen getrennt und mit hoher Reproduzierbarkeit eingestellt werden, um den Messplatz über die geplante Projektdauer von 3 Jahren zu betreiben.

**Hohe Reproduzierbarkeit** Das Entwurfsziel „hohe Reproduzierbarkeit“ wird durch geringe Wechselwirkungen innerhalb des Aufbaus, eine lange Lebensdauer und geringe zufällige Fehler der Einzelkomponenten begünstigt. Die Möglichkeit, einzelne Elemente des Messplatzes unabhängig voneinander auszutauschen, ermöglicht eine einfache Optimierung.

**Hohe Genauigkeit** Die Genauigkeit des Messplatzes wird durch die Messgenauigkeit der Sensoren und der Auswerteelektronik und die Genauigkeit der Stellgrößen beeinflusst.

## Abschätzung des Leistungsbedarfs

Den Vorarbeiten und ähnlichen Projekten ist zu entnehmen, dass der Leistungsbedarf, insbesondere bei hohen Frequenzen, relativ große Werte annehmen kann. Verbunden mit den nötigen Stellwegen, die aus bestehenden Kennlinien der haptischen Wahrnehmung abgeschätzt werden können [98], ergeben sich hohe mechanische Leistungen, die vom Aktor aufgebracht werden müssen. Eine Abschätzung mit einer bewegten Masse  $m = 100 \text{ g}$ , einer Auslenkungsamplitude  $\hat{\xi} = 200 \mu\text{m}$ , einer Schwingfrequenz von  $f = 1000 \text{ Hz}$  und einer zusätzlich nutzbaren Kraft  $F_0 = 5 \text{ N}$  liefert nach Gl. (4.1)

$$\begin{aligned} P_{\text{mech}}(t) &= F(t) \cdot v(t) \\ &= (F_0 + m \cdot a) \cdot v(t) \\ &= \left( F_0 + m \cdot \frac{d^2(\hat{\xi} \cdot \sin \omega t)}{dt^2} \right) \cdot \frac{d(\hat{\xi} \cdot \sin \omega t)}{dt} \\ &= F_0 \cdot \hat{\xi} \cdot \omega \cos(\omega t) - \frac{1}{2} \cdot m \cdot \hat{\xi}^2 \cdot \omega^3 \sin(2\omega t) \\ \Rightarrow P(t)_{\text{mech,max}} &\approx 6,28 \text{ W} + 496,1 \text{ W} = 502,4 \text{ W}. \end{aligned} \quad (4.1)$$

In dieser Abschätzung wird die Phasenlage der dynamischen Größen, der Wirkungsgrad und der Einfluss der Last, d.h. die Nutzerimpedanz, vernachlässigt. Der Wert



---

von ca. 500 W zeigt aber, dass ein hoher Wirkungsgrad aller Leistungskomponenten anzustreben ist.

---

## 4.2 Entwicklung einer hochdynamischen Kraftquelle

---

Der Kern des Messplatzes ist die hochdynamische Kraftquelle. Diese besteht neben dem Aktor aus einer Kraftsensorik, um die geforderten Genauigkeiten zu erreichen und einem analogen Regler. Die Festlegung einer rein analogen Regelstrecke erfolgt, um die mögliche Darstellung von abtastbedingten, hochfrequenten Artefakten digitaler Komponenten auf alle Fälle zu vermeiden [366]. Zum Schutz des Probanden wird weiterhin ein Sicherheitsmechanismus vorgesehen, der die Auslenkung der Kraftquelle begrenzt bzw. die Kraftquelle abschalten kann.

---

### 4.2.1 Aktor

---

Die schwierigste Anforderung an den verwendeten Aktor stellt die Sicherung des geforderten Frequenzbereichs. Da auch Maskierungseffekte und der Einfluss statischer Kräfte auf die Kraftwahrnehmung untersucht werden sollen [366], muss die Aktorik auch in der Lage sein, statische Kräfte aufzubringen. Aus den Anforderungen nach hoher Linearität und vernachlässigbarer Hysterese lassen sich im geforderten Arbeitsfrequenzbereich das elektrodynamische und das piezoelektrische Antriebsprinzip als favorisierte Realisierungsmöglichkeiten ableiten. Diese werden auch in ähnlichen Aufbauten bereits eingesetzt [364]. Elektrostatische Aktoren weisen in diesen Baugrößen zu geringe Leistungsdichten auf, piezo- und elektromagnetische Prinzipien werden aufgrund begrenzter Linearität ausgeschlossen.

Um einen hohen Wirkungsgrad zu erreichen, werden weiterhin Lösungen mit Getrieben verworfen. Aufgrund der hohen nötigen Auslenkungen im tieffrequenten Bereich kommen dann nur elektrodynamische Aktoren in Betracht. Diese basieren auf der Kraftwirkung auf einen stromdurchflossenen Leiter in einem Magnetfeld (Lorentz-Kraft). Gleichung (4.2) beschreibt die Zusammenhänge zwischen den elektrischen Ein- und mechanischen Ausgangsgrößen dieses Prinzips [238, Kap. 8]:

$$\begin{pmatrix} \underline{v} \\ \underline{F} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{B_0 \cdot l} & 0 \\ 0 & B_0 \cdot l \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{u} \\ \underline{i} \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

---

Als Basis für den Aktor wird ein kommerziell erhältlicher Lautsprecher ausgewählt (*Typ TIW-300, Visaton GmbH & Co. KG, Haan*). Er weist eine Nennbelastbarkeit von 300 W  $\rightarrow$  Real Mean Square (RMS) und eine Nennauslenkung von  $\pm 7,5$  mm auf. Um die Steifigkeit in der Hauptachse zu erhöhen, wird die Kalotte und die Lautsprechermembran des Systems entfernt. Nur das bestehende Magnetsystem und die Spulenwicklung auf einem Kaptonträger werden verwendet. Die Verbindung zwischen Schwingspule und Hauptachse wird in Bezug auf die Steifigkeit in Hauptachsenrichtung optimiert, da hierdurch ein größerer Einfluss auf die Eigenresonanz möglich ist als durch die Reduzierung der Masse. Als Verstärker kommt ein linearer Verstärker mit einer Leistung von 1250 VA an  $4\ \Omega$  (*Typ BAA 1000, BE-AK electronic engineering, Mengersgereuth-Hämmern*) zum Einsatz, um ausreichend Leistungsreserven zu gewährleisten.

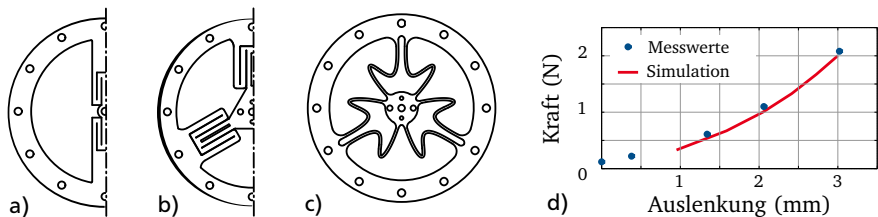
## Aktorlagerung

Die Arbeitspunkteinstellung kann entweder über eine Lageregelung des Systems durch das Magnetfeld mit Hilfe eines Konstantstroms oder durch eine mechanische Arbeitspunkteinstellung erfolgen. Weiterhin muss der bewegte Teil der Kraftquelle radial zur Hauptachse sowie in den rotatorischen Freiheitsgraden festgebremst werden, um eine definierte Krafteinleitung zu gewährleisten. In der Vorarbeit [41] wird die Arbeitspunkteinstellung durch Spiralfedern und die Lagerung durch Gleitlager realisiert. Um die Verluste des Gleitlagers zu vermeiden, werden in den folgenden Absätzen Alternativen dargestellt.

*Wälzlager* sind aufgrund der geringen Stoßelauslenkungen nicht geeignet, da kein Umlauf der Wälzelemente im Käfig erfolgt. Dieser ist aber für die besseren Lagerungseigenschaften im Vergleich zu einer Gleitlagerung notwendig. Außerdem ist nicht sichergestellt, dass Schwingungsartefakte auf den Stoßel und damit auf den Probanden übertragen werden. Ein *Magnetlager* weist gute Lagerungseigenschaften auf (kein Einfluss auf den Frequenzgang, geringe Verluste, hohe Querkraftaufnahme), muss aber aus Kostengründen ausgeschlossen werden, da eine spezifische Auslegung des Lagers mit einem hochgenauen Gleichmagnetfeld erforderlich ist.

Ein *Luftlager* braucht für die zu erwarteten Querkräfte eine sehr große Lagerlänge und ist zudem nicht in der Lage, eine Arbeitspunkteinstellung vorzunehmen [138, Kap. 3]. Eine Parallelführung auf Basis ebener, durchbrochener *Membranfedern* bietet die Möglichkeit, alle unerwünschten Freiheitsgrade zu unterdrücken und über die Nachgiebigkeit der Feder und das Eigengewicht des bewegten Teils der Kraftquelle einen Arbeitspunkt einzustellen.

Der Entwurf geeigneter Membranfedern erfolgt ausgehend von [343] iterativ über eine Zusammenschaltung einfacher Blattfedern zu einer Freiform, deren Nachgiebigkeit mit Hilfe von FEM-Analysen berechnet wird. Als Materialsystem wird fertigungsbedingt zuerst Neusilber (Cu-Ni-Zn-Legierung) genutzt, das mit Eisen(III)-Chlorid ätzbar ist. Aufgrund besserer mechanischen Eigenschaften wie einer hohen Dauerschwingfähigkeit und einfacher, exakter Formgebung durch Laserschneiden wird später Federstahl genutzt. Zur Reduktion von mechanischen Spannungen, die durch die thermische Belastung beim Fertigungsprozess entstehen, werden die Federn spannungsarm gegläht. Abbildung 4.1 zeigt die entworfenen Blattfedern und die dazugehörige Kennlinie.



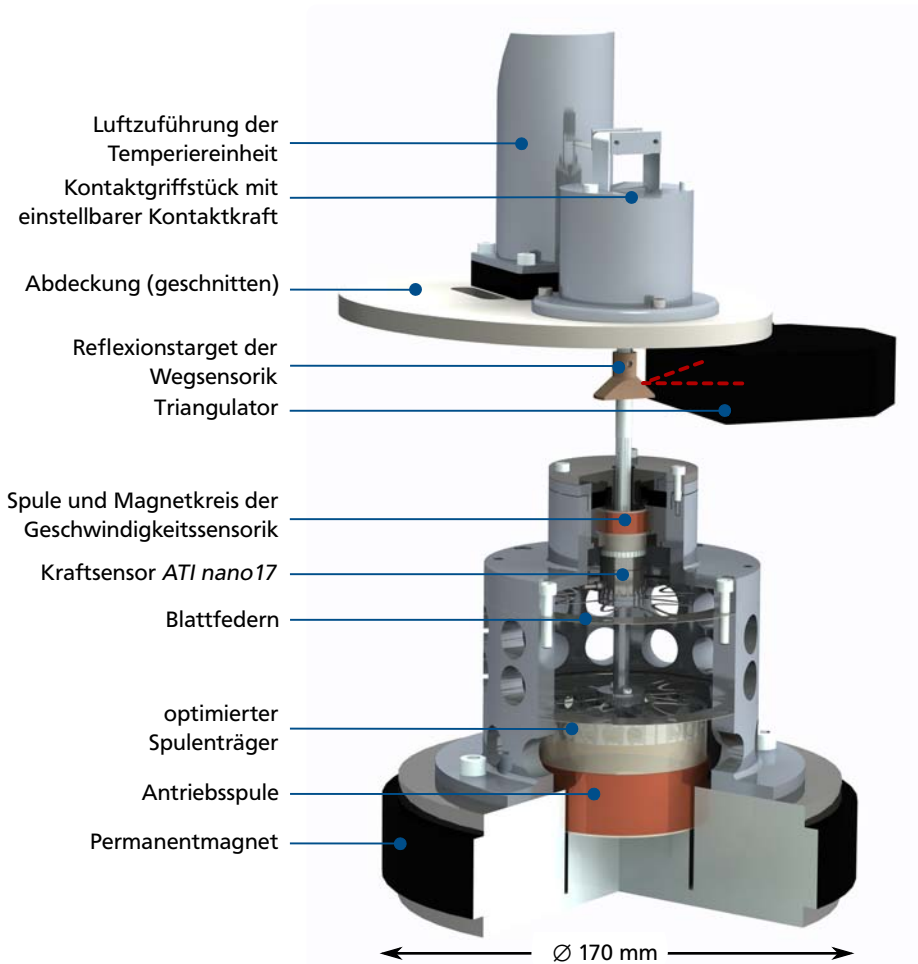
**Abb. 4.1:** Im Rahmen dieser Arbeit untersuchte Blattfedern

a), b) geätzte Versionen aus Neusilber, c), lasergeschnittene Blattfeder aus Federstahl, d) Kennlinie der lasergeschnittenen Feder und Vergleich mit einer Simulation mit ProMechanica (PTC Corp., Needham, MA, USA). Die Aufnahme der Kennlinie erfolgt durch Belastung mit Gewichten und einer optischen Messung der resultierenden Auslenkung (Triangulator Keyence LK-G32). Die Simulation erfolgt ebenfalls an sechs vorgegebenen Kraftstufen. Zwei Federn aus c) werden um 180° zueinander gedreht als Federführung eingesetzt.

Die gesamte Kraftquelle mit Aktor, Membranfederführung und integrierter Sensorik ist in Abb. 4.2 dargestellt.

#### 4.2.2 Regelungs- und Sicherheitskonzept

Das elektrodynamische Prinzip nach Gl. (4.2) weist eine lineare, transformatorische Kopplung zwischen Ein- und Ausgangsgrößen auf. Daher muss zur Darstellung einer Kraft entweder ein Strom eingeprägt werden oder eine Kraftregelung implementiert werden. Da die Last, in die die Kräfte eingekoppelt werden soll, nicht eindeutig definiert ist, sondern sich durch unterschiedliche Greifsituationen und über die Probanden hinweg ändern kann, wird eine Regelung implementiert. Dazu



**Abb. 4.2:** Gesamtansicht der Kraftquelle im Teilschnitt

*Abgebildet sind das Magnetsystem des elektrodynamischen Aktors, die Membranfederaufhängung, der verwendete Kraftsensor, Geschwindigkeits- und Wegsensorik sowie das montierte Griffstück für Kontaktgriffe. Nicht dargestellt sind elektronische Komponenten und die Temperierumgebung. Elemente unterhalb der Abdeckung sind für den Probanden nicht sichtbar.*

---

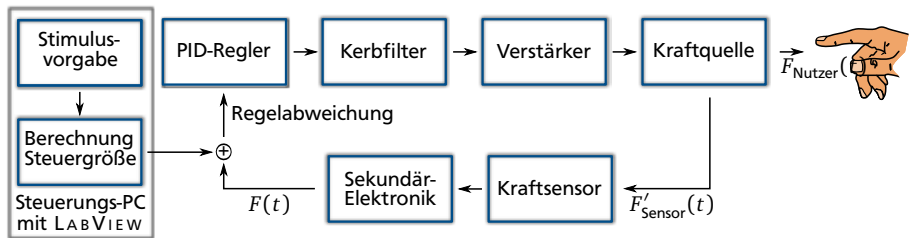
wird in der Vorarbeit [328] ein analoger PID-Regler samt Reglersteuerung und Sicherheitskonzept entworfen und das Verfahren zur Modellierung der Regelstrecke ausgewählt. Durch die oben beschriebenen Änderungen an der Kraftquelle müssen die bestehenden Modelle angepasst werden.

Dazu wird die Kraftquelle mit frequenzabhängigen, komplexen Vierpolparametern modelliert. Der ausgewählte Kraftsensor (siehe nächster Abschnitt) wird als  $PT_2$ -Glied mit Resonanz auf Basis der Angaben im Datenblatt abgebildet. Die Übertragungsfunktion des Leistungsverstärkers wird durch ein Modell 5. Ordnung angenähert. Alle Messungen werden dabei mit einem Signalanalysator (*Typ 35670A, Agilent Technologies Deutschland GmbH, Böblingen*) durchgeführt. Als Sensor zur phasenrichtigen Messung von Geschwindigkeit und Kraft zur Ermittlung der Vierpolparameter kommt ein piezoelektrischer Impedanzmesskopf (*Typ 8001 mit Messverstärker Typ 2692, beide Brüel & Kjær A/S, Nærum, Dänemark*) zum Einsatz.

Zur Ermittlung der Reglerparameter wird die Regelstrecke in Matlab modelliert. Als Last wird ein bekanntes Impedanzmodell verwendet [202]. Die Festlegung der Reglerparameter erfolgt durch Auswertung des Phasen- und Amplitudenrands der simulierten offenen Regelstrecke. Der Regler glättet die Übertragungsfunktion im Bereich bis 1000 Hz ausreichend, kann aber zwei höherfrequente Eigenresonanzen des Systems nicht ausregeln. Diese liegen mit 1,8 kHz und 4 kHz außerhalb des gewünschten Frequenzbereiches und werden daher gezielt unterdrückt.

Als Möglichkeiten dazu werden Tiefpassfilter (Butterworth-Filter 4. Ordnung), phasenanhebende  $PDT_1$ -Glieder (Lead-Lag-Glieder), Kerbfilter an den Resonanzfrequenzen (Notchfilter) und deren Kombinationen untersucht. Die Implementierung erfolgt testweise als digitaler Filter auf einem in einer Universalmesskarte (*Typ 7830R, National Instruments Inc., Austin, TX, USA*) integrierten  $\hookrightarrow$  Field Programmable Gate Array (FPGA). Die besten Ergebnisse werden mit zwei Kerbfiltern an den Resonanzstellen erreicht. Diese werden bedingt durch die Anforderung einer analogen Regelstrecke aus [366] als analoge Schaltung implementiert [268, S. 104f] und in die Regelstrecke eingefügt.

Mit diesen Maßnahmen wird der in Abb. 4.4 abgebildete Frequenzgang der geregelten Kraftquelle erzielt. Die maximale Regelabweichung im gewünschten Frequenzbereich bis 1000 Hz beträgt + 3,5 dB bei ca. 74 Hz. Dieser Fehler ist höher als die Anforderung von 5 % aus Tabelle 4.1, kann aber durch eine geeignete Auswahl der Anregungsfrequenzen für rein harmonische Stimuli ausreichend berücksichtigt werden.



**Abb. 4.3:** Blockschaltbild der verwendeten Regelung

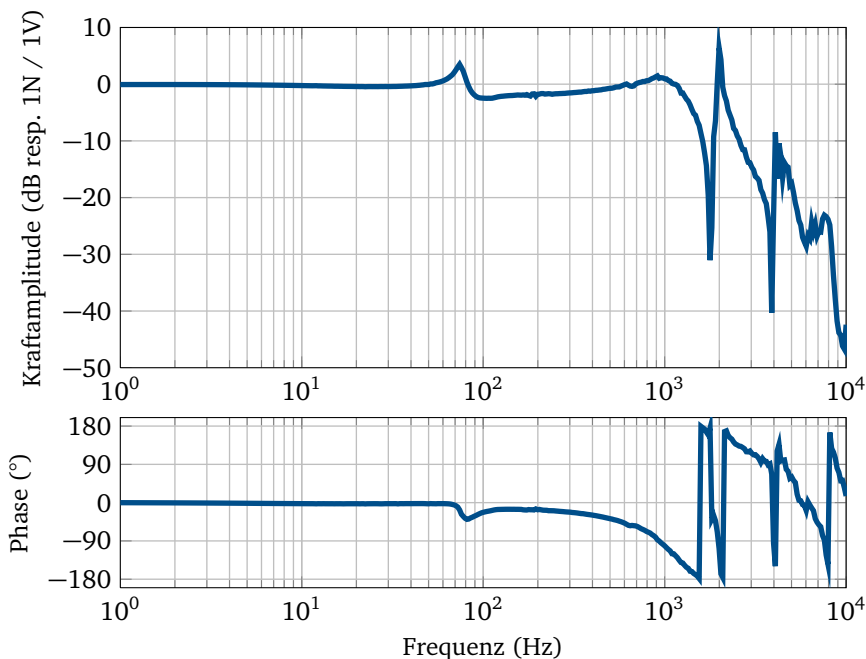
Abgebildet sind der verwendete PID-Regler, Kerbfiler zur Unterdrückung unerwünschter Resonanzen außerhalb des Arbeitsfrequenzbereichs, Verstärker und die Kraftquelle sowie der Kraftsensor und die dazugehörige Sekundärelektronik. Die Sollgrößenbestimmung erfolgt im Steuerrechner nach den Anforderungen der Messmethode. Die dynamischen Eigenschaften des Messplatzes werden durch Anwendung von Gl. (4.10) bei der Sollgrößenbestimmung berücksichtigt. Die Modellierung der einzelnen Komponenten ist im Text beschrieben.

## Sicherheitskonzept

Durch die Kraftregelung ist die Auslenkung der Kraftquelle von der Lastimpedanz abhängig. Durch den Regler wird so lange Leistung zugeführt, bis die gewünschte Kraft erreicht ist. Dies kann dazu führen, dass die Kraftquelle sich stärker auslenkt als der lineare Arbeitsbereich von Spule und Magnetsystem und damit die Gefahr einer Beschädigung der Kraftquelle und - noch relevanter - der Verletzung des Probanden besteht. Daher wird in [328] eine Auslenkungsbeschränkung auf Basis einer Reflexlichtschranke mit einstellbarer Referenz implementiert, die über die Reglersteuerung den Reglerausgang auf 0V zurücksetzt, falls die eingestellten Auslenkungsgrenzen überschritten werden. Ausgehend von dem gleichen Signal wird auch der Ausgang des Leistungsverstärkers über ein integriertes Relais von der Kraftquelle getrennt. Damit wird einer Verletzung des Probanden durch mechanische Einwirkung weitestgehend vorgebeugt.

### 4.2.3 Kraftsensorik

Die Auswahl der nötigen Kraftsensorik gestaltet sich aufgrund der gegebenen Anforderungen als schwierig. Wichtigste Anforderungen sind ein geringes Gewicht und



**Abb. 4.4:** Frequenzgang des geschlossenen Regelkreises der Kraftquelle

Messung erfolgt gegen eine Ersatzimpedanz aus Silikon, die aus Sicherheitsgründen die Nutzerimpedanz ersetzt (siehe Abschnitt 4.5.3). Die Einflüsse der Kerbfilter bei 1,8 kHz und 4 kHz sind deutlich zu erkennen. Die Messung erfolgt mit Hilfe eines Signalanalysators (*Agilent 35670A*) an 401 logarithmisch verteilten Messpunkten im Frequenzbereich von 10 Hz bis 10 kHz.

eine hohe Eigenfrequenz (bzw. eine geringe Nachgiebigkeit des Sensors) sowie eine hohe Überlastfestigkeit in Messrichtung und gegen Querkkräfte.

*Piezoelektrische Sensoren* mit hohen Eigenfrequenzen und hoher Überlastfestigkeit können nicht verwendet werden, da sie aufgrund ihrer endlichen unteren Grenzfrequenz ein Aufintegrieren des I-Anteils des Reglers und damit eine konstant zu- oder abnehmende Kraft am Ausgang der Kraftquelle verursachen [328]. Weiterhin werden *resistive* und *piezoresistive Sensoren* in Betracht gezogen. Resistive Sensoren basieren auf der Widerstandsänderung in Folge von Geometrieänderungen von leitenden Materialien. Sie sind als einachsig messende Sensoren mit sehr hohen Genauigkeiten mit Fehlern kleiner 0,1 % kommerziell erhältlich. Auf Nachfrage bei

relevanten Herstellern und Distributoren (*Fa. Burster, Fa. Althen*) wird allerdings eine beschränkte Lebensdauer von einigen Millionen Lastzyklen ermittelt. Diese werden bei Signalfrequenzen von 1000 Hz schon nach einigen Stunden erreicht, da jede Änderung von Zug- auf Druckbelastung und umgekehrt einen Lastzyklus darstellt. Bei piezoresistiven Sensoren, die auf einer Änderung des spezifischen Widerstands aufgrund mechanischer Spannungen beruhen, gibt es diese Einschränkung nach Herstellerangabe nicht. Durch die höheren Empfindlichkeiten (K-Faktor) und kleineren Abmessungen piezoresistiver Messelemente können piezoresistive Sensoren steifer und kleiner ausgeführt werden als resistive Sensoren. Sie weisen außerdem deutlich geringere Querkraftempfindlichkeiten auf.

Die Wahl fällt daher auf einen piezoresistiven Sensor (*Typ nano17, ATI Industrial Automation, Apex, NC, USA*). Tabelle 4.2 zeigt eine Auswahl der Sensoreigenschaften. Zur Verarbeitung der Sensorkalibrierung und zur Skalierung der Ausgangsdaten wird eine analoge Messverstärkerschaltung entworfen. Diese enthält zur Vermeidung hochfrequenter Störungen zusätzlich eine Tiefpasscharakteristik erster Ordnung.

**Tab. 4.2:** Auszug der relevanten Kennwerte des Kraftsensors *ATI nano17*

Parameter	Wert
Messgrößen	6 Komponenten ( $F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z$ )
Kraftnennbereich $F_z$	17 N
Kraftnennbereiche $F_x, F_y$	12 N
Drehmomentnennbereiche $M_x, M_y, M_z$	120 Ncm
Überlastfestigkeit (z-Achse)	$\pm 690$ N
Kraftauflösung ( $F_z$ , DAQ-Version)	0,78 mN
Masse	9,1 g
Eigenresonanz in z-Richtung	7,2 kHz

Die Platzierung des Sensors im Gesamtsystem wird nah am Nutzer gewählt, um möglichst viele störende Eigenschaften der Kraftquelle durch den Regelkreis eliminieren zu können. Der Sensor wird so eingebaut, dass die Achse der Krafterzeugung des Aktors mit der z-Achse des Sensors zusammenfällt. Abbildung 4.2 zeigt die Platzierung der Sensoren für kinematische Größen nach dem Kraftsensor, um Fehlereinflüsse durch die Nachgiebigkeit des Kraftsensors zu vermeiden. Auch wenn die dafür genutzten Messverfahren berührungslos sind, existiert der Nachteil, dass die vom Kraftsensor gemessene Kraft  $\underline{F}_{\text{Sensor}}$  nicht nur der Kraft  $\underline{F}_{\text{Nutzer}}$  entspricht, die dem Probanden dargeboten wird, sondern auch die Kraft beinhaltet, die zur



---

Beschleunigung der mechanischen Elemente zwischen Kraftsensor und Proband benötigt wird. Eine Lösung für dieses Problem wird in Abschnitt 4.4 dargestellt. Vorher werden die zum Verständnis nötigen sonstigen Komponenten des Messsystems beschrieben.

---

### 4.3 Weitere Komponenten des Messplatzes

---

Neben der Kraftquelle enthält das Messsystem weitere sensorische Komponenten und Geräte zur Kontrolle von Umgebungsparametern. Diese werden in den folgenden Abschnitten vorgestellt.

---

#### 4.3.1 Wegsensorik

---

Die Wegmessung erfolgt berührungslos nach dem Prinzip der Triangulation, das als Einziges gleichzeitig alle Anforderungen an Auflösung, Messdynamik und Nennmessbereich erfüllen kann. Ein Laserstrahl wird dabei auf ein diffus reflektierendes Objekt gerichtet und die örtliche Intensitätsverteilung des reflektierten Lichts auf einem linienförmigen elektronischen Detektor gemessen. Aus der Position des Maximums der Verteilung kann dann der Abstand zwischen Austrittspunkt des Lasers und der Reflexionsstelle berechnet werden. Das ausgewählte System (*Typ LK-G32, Keyence GmbH, Neu-Isenburg*) weist eine maximale Abtastrate von 50 kHz und eine Auflösung von unter einem Mikrometer auf.

Um die nötige Bauhöhe und damit die rotatorische Schwingneigung des Stößels zu verringern, wird ein keramisches Reflexionstarget aus STENAN entworfen. STENAN ist eine Keramik auf Aluminiumsilikatbasis, die im ungebrannten Zustand spanend bearbeitet werden kann. Nach dem Brennen kann sie als diffus reflektierendes Target verwendet werden. In Vorversuchen können bessere Reflexionseigenschaften im Wellenlängenbereich des verwendeten Lasers als die von MACOR (bearbeitbare Glaskeramik) oder Aluminiumoxid ermittelt werden. Durch die in Abb. 4.2 ersichtliche kegelförmige Formgebung und die diffuse Reflexion kann die Auslenkung des Stößels rechtwinklig dazu gemessen werden. Damit wird die Bauhöhe der Kraftquelle reduziert, da der Triangulator nun rechtwinklig mit einer Bauhöhe von 30 mm statt parallel mit einer Bauhöhe von 90 mm integriert werden kann.

---

### 4.3.2 Geschwindigkeitssensorik

---

Die Messgröße Geschwindigkeit wird zur Bestimmung der Nutzerimpedanz und zur Berechnung der tatsächlich am Nutzer anliegenden Kraft (siehe Abschnitt 4.4) benötigt. Basierend auf den Daten in Abb. 2.11 wird der erforderliche Nennbereich und die zugehörige Auflösung der Geschwindigkeitssensorik bestimmt. Aufgrund der hohen Dynamik von mehr als 100 dB wird ein zweigeteiltes Messsystem entworfen: Niederfrequente Geschwindigkeiten werden durch eine analoge Differenzierung des Wegsignals bestimmt. Für hochfrequente Geschwindigkeiten wird ein elektrodynamisches System verwendet, das nach Gl. (4.2) eine der Geschwindigkeit proportionale Spannung liefert. Um die Messspule nicht zu belasten wird ein Instrumentationsverstärker verwendet. Um das Signal-Rausch-Verhältnis zu erhöhen wird dessen Verstärkung so gewählt, dass der Eingangsspannungsbereich der AD-Wandler der verwendeten Messkarte voll ausgenutzt wird.

Andere Lösungen werden aus Kostengründen (Laser-Doppler-Vibrometrie, Interferometrie), zur erwartender Messunsicherheit (Induktivitätsauswertung der Aktorspule [232]) oder der voraussichtlich nicht vernachlässigbaren Rückwirkung auf das Gesamtsystem (Beschleunigungsmessung und anschließende Integration) verworfen.

---

### 4.3.3 Systemsteuerung

---

Die Steuerung des Systems wird auf Basis eines LABVIEW-Programms realisiert. Die Programmgestaltung ist modular, so dass verschiedene psychometrische Messverfahren (siehe Abschnitt 5.1) verwendet werden können. Zeitkritische Aufgaben wie die Ausgabe der Sollgröße für die Regelung und die Aufzeichnung der Messgrößen werden von einer Multifunktionsmesskarte (*Typ 7833R, National Instruments Inc., Austin, TX, USA*) übernommen. Für diese Aufgaben steht ein mit LABVIEW programmierbarer FPGA zur Verfügung, der eine deterministische Abarbeitung des Programmablaufs und eine simultane Abtastung der analogen Eingänge gewährleistet.

Alle Vorgänge mit Echtzeitanforderungen (Auswertung der Sensoren, Kraftregelung) werden durch analoge Schaltungen realisiert. Zur Auswertung der Messdaten, die zeitlich nachgelagert erfolgen kann, werden Filter zur Rauschreduzierung eingesetzt. Für alle Versuche, bei denen die Anregungsfrequenz bekannt ist und keine komplexen Signalformen verwendet werden, können hier schmalbandige Bandpassfilter eingesetzt werden. Da an die Auswertung keine Echtzeitanforderungen

gestellt werden, ist dies ohne großen Aufwand in Software möglich. Für Auswertungen, die darüber hinaus keine Phaseninformationen benötigen, werden zudem Autokorrelationsfilter verwendet.

Für die Autokorrelationsfunktion  $R_{yy}(\tau)$  eines periodischen Signals  $s(t)$  mit überlagelter, zufälliger Störung  $n(t)$  gelten mit  $y(t) := s(t) + n(t)$  Gl. (4.3) und (4.4) [258, Kap. 6]:

$$R_{yy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \cdot \int_{-T}^T y(t) \cdot y(t + \tau) dt \quad (4.3)$$

$$\begin{aligned} &= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \cdot \int_{-T}^T [s(t) + n(t)] \cdot [s(t + \tau) + n(t + \tau)] dt \\ &= R_{ss}(\tau) + R_{sn}(\tau) + R_{ns}(\tau) + R_{nn}(\tau) \end{aligned} \quad (4.4)$$

Falls  $s(t)$  unabhängig von  $n(t)$  ist, verschwinden die Kreuzkorrelationen  $R_{sn}$  und  $R_{ns}$ . Weiterhin gilt  $R_{nn} \rightarrow 0$  für mittelwertfreie Störungen  $n(t)$  und große  $\tau$ . Unter diesen Voraussetzungen gilt Gl. (4.5) für eine periodische Funktion  $s(t) = \hat{s} \cdot \cos(\omega t + \varphi)$ , aus der unter Verlust der Phaseninformation die Amplitude der Ursprungsfunktion  $s(t)$  nach Gl. (4.6) zu

$$\begin{aligned} R_{yy}(\tau) &= R_{ss}(\tau) \\ &= \frac{\hat{s}^2}{2} \cdot \cos(\omega \tau) \end{aligned} \quad (4.5)$$

$$\begin{aligned} \Rightarrow \hat{y} &= \frac{\hat{s}^2}{2} \\ \Rightarrow \hat{s} &= \sqrt{2 \cdot \hat{y}} \end{aligned} \quad (4.6)$$

berechnet werden kann. Eine ausführliche Herleitung der Autokorrelationsfunktion und der Gl. (4.4) ist in Anhang B zu finden.

Bei der Nutzung der Autokorrelationsfilter wird eine Unabhängigkeit des Signals von der überlagerten Störung und die Mittelwertfreiheit des Störsignals vorausgesetzt. Dies erfolgt aufgrund der Annahme, dass die überlagerten Störungen thermischem Rauschen entsprechen. Dies ist in erster Näherung ein bandbegrenzttes weißes Rauschen [258, Kap. 6]. Im Gegensatz zu nicht-bandbegrenztem weißen Rauschen ist dieses nicht mittelwertfrei, in der Autokorrelationsfunktion zeigt sich ein schmaler

---

Puls an der Stelle  $\tau = 0$ , dessen Breite von der Bandbreite des Rauschens abhängt. Da die Auswertung der Amplitude der Autokorrelationsfunktion  $R_{yy}$  in LABVIEW frequenzsensitiv ist, also eine harmonische Analyse des Signals  $R_{yy}(\tau)$  zur Amplitudenbestimmung vorgenommen wird, wird davon ausgegangen, dass der Fehler durch die Bandbegrenzung der Störung vernachlässigbar ist, der Puls bei  $\tau = 0$  bei der Amplitudenbestimmung also nicht berücksichtigt wird.

---

#### 4.3.4 Implementierte Versuchsparameter

---

Für die Untersuchung der haptischen Kraftwahrnehmung wurden in Abschnitt 2.6 unterschiedliche Versuchsparameter identifiziert. Von diesen können zwei direkt durch den Messaufbau beeinflusst werden: Die Kontaktsituation und die Umgebungstemperatur.

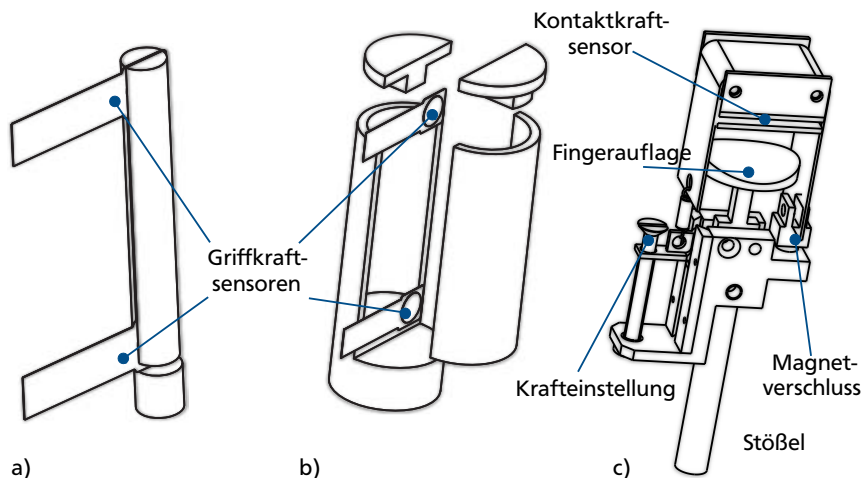
---

##### Kontaktsituation

---

Zur Umsetzung unterschiedlicher Kontaktsituationen werden verschiedene Griffstücke angefertigt. Für Kraft- und Präzisionsgriff kommen darin resistive Kraftsensoren (*Typ Flexiforce A201, Tekscan Inc., South Boston, MA, USA*) zur Messung der Kontaktkraft zwischen Nutzer und Griffstück zum Einsatz. Der Summenvektor der Kraft liegt dabei in erster Näherung in einer rechtwinklig zur Anregungsrichtung der Kraftquelle liegenden Ebene. Die Kraftregelung wird daher nicht beeinflusst. Eine konstante Kontaktkraft muss vom Probanden während des Versuchs selbst eingestellt werden, z.B. anhand der Darstellung der Momentan- und Sollkraft auf einem visuellen Display.

Bei Kontaktgriffen liegt der Summenvektor der Kontaktkraft näherungsweise in der gleichen Achse wie die Kraftquelle. Daher wird hier durch eine durch ein Textilband umgelenkte Feder eine konstante Vorspannkraft zwischen Probandenfinger und Kontaktfläche aufgebracht [259]. Dabei wird angenommen, dass das System aus Feder, Band und Finger deutlich träger ist als die anregende Kraft. Dadurch wirkt diese als konstante Offsetkraft, die über einen resistiven Kraftsensor (*Typ Flexiforce A201*) zusätzlich gemessen werden kann. Die Größe der Kontaktfläche kann über entsprechende Austauschmodule variiert werden. Zwischen bewegter Kontaktfläche und einer starren Umgebung wird ein Abstand von 1 mm vorgesehen, um keine unerwünschten Stimuli in Scherrichtung zu erzeugen [98]. Abbildung 4.5 zeigt die im Rahmen der Arbeit aufgebauten Griffstücke, ?? den Finger eines Probanden im Kontaktgriff mit Kontaktkraftüberwachung.



**Abb. 4.5:** Mögliche Griffstücke für die Kraftquelle

a) Präzisionsgriff, b) Kraftgriff, c) Kontaktgriff. Kraft- und Präzisionsgriff sind aus PVC gefertigt, um die bewegte Masse gering zu halten, der Kontaktgriff aus Gründen der Festigkeit aus Aluminium. Zur Messung der Kontakt- und Greifkräfte sind in allen Griffstücken resistive Foliensensorsensoren integriert. Die Griffstücke können auswechselbar an der Kraftquelle (s. Abb. 4.2) befestigt werden.

## Umgebungstemperatur

Zur Einstellung der Umgebungstemperatur wird ein Peltier-System ausgewählt, weil dieses sowohl Kälte als auch Wärme erzeugen kann. Zur Übertragung thermischer Energie wird Wärmeleitung durch das Luftvolumen um die Kontaktstelle und die Hand des Probanden genutzt. Hierdurch können zusätzliche bewegte Masse und Kraftnebenschlüsse vermieden werden. Das zu temperierende Volumen ist durch eine Abdeckung am Messplatz eindeutig definiert. Die Ansteuerung des Peltierelements erfolgt über einen Peltiercontroller (Typ TEC, IBRT, Wernetshausen, Schweiz) der neben der Regelung auch Schutzmechanismen für Peltierelement und Stromversorgung und eine serielle Schnittstelle zur Einstellung und Auswertung vorsieht. Durch einen im Rahmen dieser Arbeit implementierten Treiber für LABVIEW kann die Temperatur der Messumgebung programmtechnisch beeinflusst werden.



**Abb. 4.6:** Kontaktgriff und Temperierumgebung

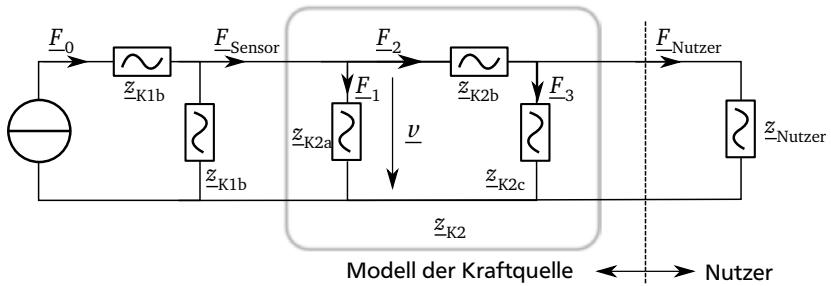
a) Finger eines Probanden im Kontaktgriff mit externer Kontaktkrafteinstellung und -messung. Während des Versuchs sind der gesamte Finger und die im Bild beschriebenen Teile des Messplatzes abgedeckt. b) Ansicht des Messplatzes mit Abdeckung. Das Luftvolumen innerhalb der Abdeckung wird temperiert.

Um sicher zu stellen, dass die Umgebungstemperatur des Probanden auch der vorgegebenen Temperatur entspricht, wird ein Netzwerkmodell des umgebenden Luftvolumens inkl. des Probanden erstellt und für mehrere Solltemperaturen (5 °C, 45 °C, 55 °C und 65 °C) untersucht. Aus der ermittelten Zeitkonstanten (8 min) wird eine Einschwingzeit von 20 Minuten festgelegt. Diese ist deutlich länger als die Einschwingzeit des Reglers (2 min). Die nötige Temperatur des Peltierelements  $\vartheta_{\text{Peltier}}$  für eine Solltemperatur der Umgebung  $\vartheta_{\text{soll}}$  kann mit Hilfe einer linearen Regression aus den Modellmessungen zu  $\vartheta_{\text{Peltier}} = 2,15 \cdot \vartheta_{\text{soll}} - 22,85 \text{ °C}$  ( $R^2 = 0,9997$ ) bestimmt werden.

#### 4.4 Modellierung der lastabhängigen Krafteinkopplung

Die Bewegung eines Punktes im Raum - z.B. ein Punkt auf der Kontaktfläche zwischen Messaufbau und Proband - wird nur durch die am Kraftsensor gemessene Kraft  $F_{\text{Sensor}}$  und die nachfolgende mechanische Impedanz des Gesamtsystems bestimmt. Abbildung 4.7 zeigt ein Netzwerkmodell der Kraftquelle und des Nutzers. Die Kraftquelle wird als ideale Kraftquelle mit der Blockierkraft  $F_0$  und nachgeschalteten komplexen mechanischen Impedanzen  $z_{K1}$  und  $z_{K2}$  modelliert. Diese Impedanzen

stehen stellvertretend für die Impedanzen der elektrischen und mechanischen Bauteile, also Antriebsspule, Stößel, Aufhängung und Teil des Kraftsensors ( $\underline{z}_{K1a}$ ,  $\underline{z}_{K1b}$ ) sowie Kraftsensor, Stößel und mechanische Elemente der zusätzlichen Sensorik ( $\underline{z}_{K2}$ ). Der Nutzer wird in Form seiner komplexen mechanischen Impedanz  $\underline{z}_{\text{Nutzer}}$  dargestellt. Während der Durchführung des Versuchs ist die von der Kraftquelle tatsächlich erzeugte Kraft  $\underline{F}_0$  unbekannt. Der in der Kraftquelle integrierte Kraftsensor stellt die im Ersatzschaltbild angegebene Messgröße  $\underline{F}_{\text{Sensor}}$  zur Verfügung.



**Abb. 4.7:** Netzwerkmodell der Kraftquelle

Die komplexen Impedanzen  $\underline{z}_{K2a}$ ,  $\underline{z}_{K2b}$  und  $\underline{z}_{K2c}$  werden im Text zusammengefasst mit  $\underline{z}_{K2}$  beschrieben.

Dem Schaltbild ist zu entnehmen, dass die tatsächlich dem Nutzer dargestellte und damit wahrnehmbare Kraft  $\underline{F}_{\text{Nutzer}}$  von der frequenzabhängigen Gesamtimpedanz des Systems aus  $\underline{z}_{K2}$  und der Nutzerimpedanz  $\underline{z}_{\text{Nutzer}}$  abhängt. Die Abhängigkeit von  $\underline{z}_{K2}$  ist dabei unerwünscht, kann aber nur bis zu einem gewissen Maß reduziert werden, da die verursachenden Komponenten funktionsrelevant sind. Das Verhältnis von  $\underline{F}_{\text{Sensor}}$  und  $\underline{F}_{\text{Nutzer}}$  kann nach Gl. (4.9) bestimmt werden.

$$\underline{F}_{\text{Nutzer}} = \underline{z}_{\text{Nutzer}} \cdot \underline{v} \quad (4.7)$$

$$\Leftrightarrow \underline{F}_{\text{Sensor}} = (\underline{z}_{\text{Nutzer}} + \underline{z}_{K2}) \cdot \underline{v} \quad (4.8)$$

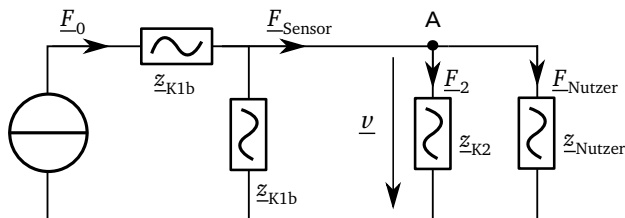
$$\Rightarrow \frac{\underline{F}_{\text{Nutzer}}}{\underline{F}_{\text{Sensor}}} = \frac{\underline{z}_{\text{Nutzer}}}{\underline{z}_{\text{Nutzer}} + \underline{z}_{K2}} \quad (4.9)$$

Gleichungen (4.7) - (4.9) gelten dabei nur in der oben beschriebenen Form, wenn die Impedanz  $\underline{z}_{K2b}$  sehr groß gegenüber der Nutzerimpedanz  $\underline{z}_{\text{Nutzer}}$  ist. In diesem Fall ist

die abfallende Geschwindigkeit an  $z_{k2b}$  klein gegenüber dem Geschwindigkeitsabfall am Nutzer.

Ausgehend von dem in Abb. 4.2 dargestellten Aufbau kann  $z_{k2b}$  als Kombination der Nachgiebigkeit des Stößels, der Reibungseffekte im Stößel und der transformierten Luftreibung identifiziert werden. Ein Vergleich der berechneten Nachgiebigkeit des Stößels ( $n_{\text{Stößel}} \approx 75,7 \text{ nm N}^{-1} \dots 100,6 \text{ nm N}^{-1}$  je nach Ausführung) mit der Nachgiebigkeit des Nutzers ( $n_{\text{Nutzer}} \approx 1,3 \text{ mm N}^{-1}$  nach Werten aus [202]) zeigt einen Unterschied von mehr als vier Größenordnungen zwischen den beiden Nachgiebigkeiten. Die Massen des Stößels und im Ersatzmodell der Nutzerimpedanz befinden sich in der gleichen Größenordnung. Damit ist die Nutzerimpedanz  $z_{\text{Nutzer}}$  größer als die Impedanz  $z_{k2b}$ . Damit fällt in der gewählten Beschreibungsanalogie mehr Geschwindigkeit an  $z_{\text{Nutzer}}$  als an  $z_{k2b}$  ab.

Anhand der berechneten Nachgiebigkeiten lässt sich damit der Fehler bei Anwendung von Gl. (4.9) zu weniger als 0,01 % festlegen. Dieser Wert ist zwei Größenordnungen kleiner als die im Abschnitt 4.5 berechneten sonstigen Fehler des Aufbaus, so dass Gl. (4.9) als gültig angesehen werden kann.  $z_{k2}$  muss in Abb. 4.7 daher nicht durch ihre Einzelkomponenten dargestellt werden. Die Vermessung von  $z_{k2}$  zeigt, dass die Impedanz durch eine einfache Masse gut angenähert werden kann, der maximale Fehler beträgt weniger als 0,5 dB im Frequenzbereich bis 1000 Hz. Eine einzelne Resonanz kann durch FEM-Simulation der Eigenmoden des Systems auf die Bewegung des Stößels außerhalb seiner Achse zurückgeführt werden, diese wird allerdings durch den nicht simulierten Finger des Probanden ausreichend stark gedämpft. Abbildung 4.8 zeigt das so vereinfachte Netzwerkmodell, das im weiteren verwendet wird.



**Abb. 4.8:** Vereinfachtes Netzwerkmodell der Kraftquelle



---

#### 4.4.1 Bestimmung der Führungsgröße

---

Aus Abb. 4.8 kann direkt ein Zusammenhang zwischen der nötigen Führungsgröße  $\underline{F}_{\text{Sensor}}$  für den Regelkreis und der dem Probanden dargestellten Kraft  $\underline{F}_{\text{Nutzer}}$  abgeleitet werden. Aus Gl. (4.9) folgt

$$\begin{aligned}\underline{F}_{\text{Sensor}} &= \underline{F}_{\text{Nutzer}} \cdot \frac{\underline{z}_{\text{Nutzer}} + \underline{z}_{\text{K2}}}{\underline{z}_{\text{Nutzer}}} \\ &= \underline{F}_{\text{Nutzer}} \cdot \underline{G}_{\text{FP}}\end{aligned}\quad (4.10)$$

Die so definierte Übertragungsfunktion  $\underline{G}_{\text{FP}}$  ist von der Nutzerimpedanz  $\underline{z}_{\text{Nutzer}}$  und der mechanischen Impedanz des Aufbaus  $\underline{z}_{\text{K2}}$  abhängig. Erstere kann aus entsprechenden Modellen oder auch einer Messung am Probanden entnommen werden, zweite wird durch Messungen unabhängig vom Probanden bestimmt. Damit ist die Bestimmung der Führungsgröße unabhängig vom eigentlichen Versuchsablauf. Der Fehler dieses Vorgehens liegt wie oben angegeben bei weniger als 0,01 %, wobei der Wert von  $\underline{G}_{\text{FP}}$  noch von der Nutzerimpedanz abhängig ist. Die Genauigkeit ist daher noch durch die Genauigkeit der Messung der Nutzerimpedanz bestimmt.

---

#### 4.4.2 Auswertung der Messgröße

---

Nach der Versuchsdurchführung kann die dem Nutzer dargestellte Kraft  $\underline{F}_{\text{Nutzer}}$  noch genauer bestimmt werden, indem die Abhängigkeit von der Nutzerimpedanz eliminiert wird. Unter der Annahme, dass die Geschwindigkeit über die Impedanzen  $\underline{z}_{\text{K2}}$  und  $\underline{z}_{\text{Nutzer}}$  gleich ist, kann das Kräftegleichgewicht am Knoten A in Abb. 4.8 genutzt werden. Damit ergibt sich Gl. (4.11) als Bestimmungsgleichung für die dem Nutzer dargestellte Kraft aus den aufgezeichneten Messdaten.

$$\begin{aligned}\underline{F}_{\text{Nutzer}} &= \underline{F}_{\text{Sensor}} - \underline{F}_{\text{K2}} \\ &= \underline{F}_{\text{Sensor}} - \underline{z}_{\text{K2}} \cdot \underline{v}\end{aligned}\quad (4.11)$$

Gleichung (4.11) bezieht sich dabei nur auf gemessene Größen aus dem jeweiligen Versuch oder aus vorhergehenden Messungen einer zeitlich stabilen Komponenten des Messsystems mit hoher Genauigkeit. Die Bestimmung des Fehlers dieser Operation erfolgt im folgenden Abschnitt.

---

## 4.5 Abschätzung der Messunsicherheit des Messplatzes

---

In diesem Abschnitt werden die Eigenfehler des Messplatzes und der vorgestellten Messvorschriften untersucht.

---

### 4.5.1 Fehler der verwendeten Sensoren

---

#### Fehleranteile der Kraftsensorik

Der Fehleranteil der Kraftsensorik setzt sich aus den intrinsischen Fehlern des Sensors  $\delta \underline{F}_{\text{Sensor}}$  und der entwickelten Sekundärelektronik  $\delta \underline{G}_{\text{Sensor}}$  zusammen. Zur Abschätzung werden zuerst nur systematische Fehleranteile berücksichtigt. Laut Herstellerangabe ist der verwendete Sensor *ATI nano17* temperaturkompensiert. Allerdings wird ein Fehler von 0,1 % bei Abweichungen von bis zu 5 °C und 0,5 % bei Abweichungen von 15 °C um die Referenztemperatur von 22 °C angegeben. Weitere Fehler werden in den vorhandenen Datenblättern nicht genannt. Die verwendete Elektronik (6-Kanal-Rechenverstärker) wird auf Basis von Widerständen mit einer Genauigkeit von 1 % aufgebaut und mit einem Multimeter (*Typ 8012-2, Hameg Instruments GmbH, Mainhausen*) mit einer Auflösung von 4,5 Digits und 0,5 % Genauigkeit kanalweise bei einer Frequenz von 250 Hz (hohe Empfindlichkeit der Wahrnehmung) vermessen. Daher wird davon ausgegangen, dass die Gesamtgenauigkeit der Elektronik der des Multimeters entspricht.

Für die Genauigkeit der Übertragungsfunktion des Sensors werden daher die Beträge der Einzelfehler von Elektronik und Temperaturkoeffizient des Sensors addiert. Da die meisten Messungen bei Raumtemperatur stattfinden, wird die kleinere Toleranz für Temperaturabweichungen bis 5 °C gewählt. Beide Fehler werden in der Übertragungsfunktion zusammengefasst und damit ein relativer Gesamtfehler des Sensors von  $\delta \underline{G}_{\text{Sensor}} = 0,6\%$  ermittelt. Für die weitere Betrachtung wird angenommen, dass die Kraftsensorik keine zusätzlichen Fehler aufweist ( $\delta \underline{F}_{\text{Sensor}} = 0$ ).

#### Fehleranteile des Wegsensors

Die Fehler des Triangulatoraufbaus werden durch den Vergleich des Werts der Ausgangsspannung mit der über eine Mikrometerschraube eingestellte Messentfernung bestimmt. Über einen Messbereich von 4,5 mm wird die Ausgangsspannung an zehn Messpunkten jeweils zehnfach gemittelt und die Sollkennlinie über eine Festpunkteinstellung festgelegt [365]. Der maximale Linearitätsfehler kann daraus zu 0,05 % bestimmt werden.

---

Die Sollkennlinie weist darüber hinaus einen Linearitätsfehler des statischen Übertragungsfaktors von 1 % auf. Weitere Messungen zeigen, dass dies durch nicht rechtwinkliges Auftreffen des Laserstrahls auf das Messobjekt zurückzuführen ist. Da für die geplanten Messungen keine absoluten Auslenkungen, sondern lediglich die Spitze-Spitze-Amplitude der Schwingungen benötigt wird, wird dieser Fehler im Folgenden vernachlässigt.

### **Fehleranteile des Geschwindigkeitssensors**

Die Fehler der Geschwindigkeitssensorik werden durch den Vergleich mit einer Messung durch ein Laser-Doppler-Vibrometer (*Typ OFV534 mit Controller OFV 2502, Polytec GmbH, Waldbronn*) ermittelt. Das Vibrometer weist laut Datenblatt einen Messfehler von 0,1 dB auf. Dies entspricht einem relativen Fehler von ca. 1 %. Die Übertragungsfunktion zwischen Vibrometerausgang und dem Ausgang der Geschwindigkeitssensorik wird als Tabelle mit 222 logarithmisch verteilten Stützstellen im Frequenzbereich von 10 Hz bis 1100 Hz softwareseitig hinterlegt. Aus der Ausgangsspannung der Geschwindigkeitssensorik wird hierüber eine Geschwindigkeit zugeordnet, wobei linear zwischen den Stützstellen interpoliert wird. Durch die hohe Stützstellendichte wird angenommen, dass der Fehler der Geschwindigkeitssensorik damit bis auf den Fehler der Vibrometermessung zurückgeführt werden kann.

---

#### **4.5.2 Fehleranteil des Modells zur Messgrößenauswertung**

---

Mit den Fehlerabschätzungen zur Weg- und Geschwindigkeitssensorik kann nun der Gesamtfehler der Kraftmessung berechnet werden. Zur Ermittlung des Gesamtfehlers wird die Fehlerfortpflanzung der Einzelfehler auf das Messergebnis mit Hilfe einer Taylor-Entwicklung erster Ordnung betrachtet. Damit ergibt sich bei Annahme der

Übertragungsfaktoren von AD-Wandlung und Kraftsensor  $|\underline{G}_{\text{ADC}}| = |\underline{G}_{\text{Sensor}}| = 1^1$   
 folgender Zusammenhang für den relativen Fehler von  $\underline{F}_{\text{Nutzer}}$

$$\begin{aligned} \underline{F}_{\text{Nutzer}} &= \underline{F}_{\text{Sensor}} - \underline{z}_{K2} \cdot \underline{v} \\ \Rightarrow \delta \underline{F}_{\text{Nutzer}} &= \left| \frac{1}{1 - \frac{\underline{z}_{K2} \cdot \underline{v}}{\underline{F}_{\text{Sensor}}}} \right| \cdot \delta \underline{F}_{\text{Sensor}} + \left| \frac{1}{1 - \frac{\underline{z}_{K2} \cdot \underline{v}}{\underline{F}_{\text{Sensor}}^2}} \right| \cdot \delta \underline{G}_{\text{Sensor}} \\ &\quad + \left| \frac{1}{\frac{\underline{F}_{\text{Sensor}} \underline{G}_{\text{Sensor}}}{\underline{z}_{K2} \cdot \underline{v}} - 1} \right| \cdot \delta \underline{z}_{K2} + \left| \frac{1}{\frac{\underline{F}_{\text{Sensor}} \underline{G}_{\text{Sensor}}}{\underline{z}_{K2} \cdot \underline{v}} - 1} \right| \cdot \delta \underline{v} + \delta \underline{G}_{\text{ADC}} \end{aligned} \quad (4.12)$$

Das Maximalverhältnis von Gesamtkraft und der Kraft für die Bewegung des Messsystems lässt sich aus Modellen für die Nutzerimpedanz und der Systemimpedanz mit  $\frac{\underline{z}_{K2} \cdot \underline{v}}{\underline{F}_{\text{Sensor}}} = 0,75$  bzw.  $\frac{\underline{F}_{\text{Sensor}}}{\underline{z}_{K2} \cdot \underline{v}} = 1,33$  abschätzen. Damit ergibt sich für Gleichung (4.12) folgende Abschätzung für den Maximalfehler:

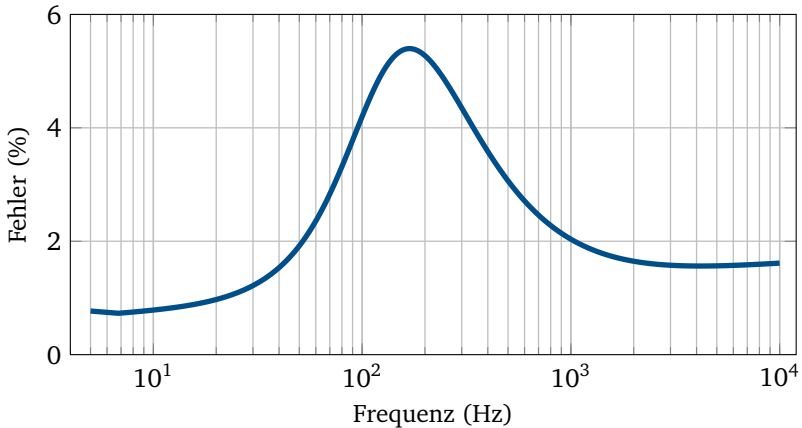
$$\begin{aligned} \delta \underline{F}_{\text{mess}} &\approx \frac{1}{1 - 0,75} \delta \underline{F}_{\text{Sensor}} + \frac{1}{1 - 0,75} \delta \underline{G}_{\text{Sensor}} \\ &\quad + \frac{1}{1,33 - 1} \cdot \delta \underline{z}_{K2} + \frac{1}{1,33 - 1} \cdot \delta \underline{v} + \delta \underline{G}_{\text{ADC}} \\ &= 6,13 \% \end{aligned}$$

Dieser Wert tritt unter zwei Randbedingungen auf. Die erste Randbedingung ist, dass die dargebotene Frequenz so gewählt ist, dass das Verhältnis  $\frac{\underline{z}_{K2} \cdot \underline{v}}{\underline{F}_{\text{Sensor}}}$  möglichst groß für einen maximal großen Fehler ist. Die zweite Randbedingung ist, dass die AD-Wandler möglichst voll ausgesteuert sind. Dies ist nur teilweise der Fall, da z.B. die Kraftsensorelektronik eine Ausgangsskalierung von 1 V / 1 N aufweist und nur in seltenen Fällen der Wert von 1 N überschritten wird. Dadurch steigt der Fehler  $\delta \underline{G}_{\text{ADC}}$  entsprechend linear an.

Bei frequenzabhängiger Berechnung des Fehlers nach Gl. (4.12) tritt der größte Fehler bei der geringsten Nutzerimpedanz auf. Wird das Modell für die Systemimpe-

<sup>1</sup> Skalierungsfaktoren werden digital implementiert und die Fehler dieser Rechenoperationen als vernachlässigbar gegenüber den hier quantifizierten Fehlern betrachtet. Da alle Skalierungsfaktoren größer als 1 sind, ist dies eine konservative Annahme.

danz  $\underline{z}_{K2}$  genutzt, ist der Gesamtfehler mit maximal 5 % abschätzbar. Abbildung 4.9 zeigt den Gesamtfehler nach Gl. (4.12) über der Frequenz.



**Abb. 4.9:** Frequenzabhängiger Gesamtfehler der Kraftmessung

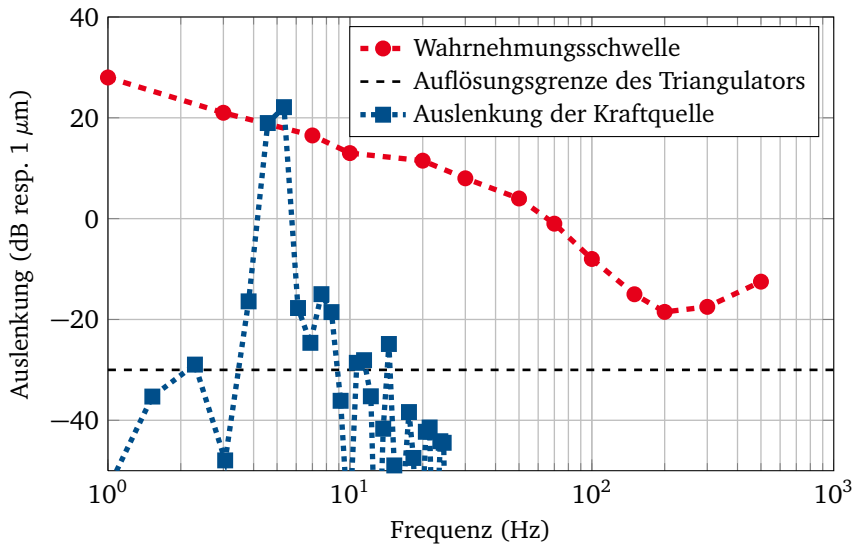
Berechnung basiert auf den Werten  $\delta \underline{G}_{\text{Sensor}} = 0,6\%$ ,  $\delta \underline{z}_{\text{SaS}} = 1\%$ ,  $\delta \underline{\nu} = 0,5\%$  und  $\underline{F}_{\text{Sensor}} = 1 \text{ N}$  im Frequenzbereich von 5 Hz bis 10 kHz.

### 4.5.3 Eigenrauschen der Kraftquelle

Als weitere Validierung des Messplatzes wird eine Messung der stochastischen Fehler der Kraftquelle durchgeführt. Hierzu werden die durch das Eigenrauschen der Kraftquelle induzierten Auslenkungen gemessen. Nach den Ausführungen in Abschnitt 2.4.4 muss die durch das Rauschen der Kraftquelle bedingte Auslenkung für jede Frequenz kleiner als die absolute Wahrnehmungsschwelle des Menschen sein. Zur Untersuchung wird daher eine niederfrequente Kraft (sinusförmig mit einer Frequenz von 5 Hz und einer Amplitude von 0,1 N) in eine Ersatzstruktur (zylindrischer Körper aus Silikon (*Typ Elastosil P7670*, Wacker Chemie AG, München), 10 mm hoch,  $\varnothing$  25 mm) eingekoppelt. Diese Ersatzstruktur weist eine ähnliche Impedanz wie ein menschliches Fingerglied auf.

Im Versuch wird die Auslenkung des Stößels mit dem oben beschriebenen Triangulatorsystem vermessen und spektral analysiert. Die Amplituden der einzelnen Frequenzen werden in Abb. 4.10 mit der absoluten Wahrnehmungsschwelle nach [32] verglichen. Es ist zu erkennen, dass die zufälligen Bewegungen der Kraftquelle

bei geschlossenem Regelkreis unterhalb der Wahrnehmungsschwelle liegen. Damit ist die Kraftquelle mit den oben quantifizierten Fehlern für die geplanten Messungen geeignet.



**Abb. 4.10:** Spektrale Analyse der Auslenkung der Kraftquelle bei Ausgabe einer Kraft mit einer Amplitude von  $\hat{F} = 0,1 \text{ N}$  und einer Frequenz von  $f = 5 \text{ Hz}$ . Der Vergleich mit der Wahrnehmungsschwelle für Auslenkungen nach [32] zeigt, dass die Eigenstörungen der Kraftquelle unterhalb der Wahrnehmungsschwelle liegen.

Eine Zusammenfassung des Aufbaus und der Eigenschaften des Messplatzes ist im Anhang in Abschnitt C.1 zu finden.

---

## 5 Psychometrische Verfahren zur Messung von Wahrnehmungskennwerten

Psychometrische Verfahren dienen der Ermittlung von quantifizierten Größen, die die Sinneswahrnehmung des Menschen beschreiben. Sie sind in der Lage, die nur durch Wahrscheinlichkeiten beschreibbare menschliche Wahrnehmung (vergl. Abschnitt 2.4) zu quantifizieren. Ziel ist immer, einen Punkt auf der oder die vollständige  $\hookrightarrow$  Psychometrische Funktion  $P_\psi$  des Probanden zu ermitteln. Dies geschieht durch die wiederholte Darbietung eines  $\hookrightarrow$  Stimulus. Jede einzelne Stimulusdarbietung und die darauf folgende Reaktion des Probanden wird dabei als  $\hookrightarrow$  Trial bezeichnet. Jeder Durchlauf eines psychometrischen Verfahrens ( $\hookrightarrow$  Run) enthält mehrere Trials.

Die Verfahren bestehen generell aus Regeln zur Darbietung von Reizen, der Verarbeitung der Antworten des untersuchten Probanden sowie zur Auswertung der im Versuch gesammelten Daten. In der Psychophysik haben sich dazu die in Abb. 5.1 dargestellten Funktionsblöcke und -bezeichnungen etabliert.

Messmethode und Antwortparadigma können fast beliebig miteinander kombiniert werden. Die Methode bestimmt dabei die Strategie der Messung, insbesondere die Startbedingungen (*starting rule*) sowie die Stoppbedingung zum Beenden des Verfahrens (*stopping rule*, z.B. die Anzahl der  $\hookrightarrow$  Trials). Es gibt generell die Möglichkeit, adaptive und nicht-adaptive Methoden zu verwenden. Adaptive Methoden ändern die Intensitäten der präsentierten Reize basierend auf dem tatsächlichen Versuchsverlauf und den Antworten des Probanden (meist nach vorher bestimmten Verlaufsregeln, *progression rule*). Ebenfalls zur Methode gehören die Berechnungsvorschriften zum Ermitteln des Kennwerts oder der psychometrischen Funktion aus den mit der Methode ermittelten Daten.

Die Antwortparadigmen eines psychometrischen Verfahrens definieren, in welchem zeitlichen oder räumlichen Schema die  $\hookrightarrow$  Stimuli dem Probanden dargeboten werden. Ebenso gehört die Anweisung an den Probanden, wie mit den dargebotenen Reizen umgegangen und geantwortet werden soll, zur Definition des verwendeten

## Psychometrisches Verfahren

### Methode

#### Strategie der Messung

- Startbedingung
- Verlaufsregeln
- Stoppbedingung

#### Auswertung der Messung

- Berechnungsvorschrift

### Antwortparadigma

#### Art der Stimulusdarbietung

- Inhalt der Intervalle
- Anzahl der Intervalle pro Trial

#### Aufgabe der Versuchsperson

**Abb. 5.1:** Klassifikationsschema psychometrischer Verfahren  
*Abbildung angelehnt an [275], Primärquelle [44]*

Paradigmas. Das Antwortparadigma ist also die Schnittstelle zwischen der Methode und der Reaktion des Probanden auf einen Stimulus. Abschnitt 5.2 stellt wichtige Paradigmen vor.

## 5.1 Methoden

Psychophysikalische Methoden können allgemein in klassische und adaptive Methoden unterteilt werden.

### 5.1.1 Klassische Methoden

Klassische Methoden wurden schon von FECHNER eingeführt [73]. Sie haben heutzutage keine Bedeutung mehr, bilden aber die Basis für die adaptiven Methoden und werden daher kurz dargestellt.

**Konstantenmethode (Method of Constant Stimuli)** Bei der *Konstantenmethode* werden dem  $\leftrightarrow$  Probanden Reize (z.B. charakterisiert durch eine feste Frequenz, Farbe oder Tonhöhe) verschiedener Intensität dargeboten (meist ca. 5...9 Intensitätsstufen, wobei die niedrigste Intensität nie und die höchste Intensität



---

immer wahrgenommen werden sollte). Dies wird mehrfach (meist 20- bis 50 fach) wiederholt. Dadurch werden keine einzelnen Schwellwerte, sondern immer ein Datensatz gewonnen, mit dem eine psychometrische Funktion an ein vorher bestimmtes Modell angepasst werden kann. Aus dieser lässt sich dann der gewünschte Schwellwert ablesen. Die Methode zeichnet sich durch simple Implementierung aus, ist aber durch die Festlegung der Intensitäten im Vorhinein nicht sonderlich genau und anfällig für die Fehlplatzierung der getesteten Intensitäten. Eine weitere Fehlerquelle ist die nötige Annahme über die Gestalt der psychometrischen Funktion, die einen Einfluss auf den Fit hat. Meist werden zur Festlegung der untersuchten Intensitäten Vorstudien mit der *Anpassungsmethode* (s.u.) durchgeführt, die einen Stimulusbereich liefern, in dem sich die Wahrnehmungsschwelle des Probanden befindet.

**Limitmethode (Method of Limits)** Bei der *Limitmethode* wird zu Beginn ein Reiz mit einem Intensitätsniveau deutlich über- oder unterhalb der Wahrnehmungsschwelle dargeboten. Die Intensität wird in definierten Stufen verringert bzw. erhöht ( $\rightarrow$  Stepsize), bis der Reiz von der Testperson nicht mehr bzw. erstmals wahrgenommen wird (*Detektionsänderung*). Auch hier wird mit mehreren Wiederholungen gearbeitet. Der Schwellwert berechnet sich aus dem Durchschnittswert der Intensitäten, bei denen eine Detektionsänderung stattfindet.

---

### 5.1.2 Adaptive Methoden

---

**Anpassungsmethode (Method of Adjustment)** Bei der *Anpassungsmethode* kann eine Testperson einen Reiz in der Intensität frei verändern, bis er z.B. nicht mehr oder gerade so wahrgenommen werden kann. Für die Messung von Schwellwerten ist diese Methode aufgrund vieler freier Variablen nicht besonders gut geeignet. Problematisch ist hier insbesondere die mangelnde Kontrolle über das Entscheidungskriterium des Probanden.

Die Methode bietet aber eine schnelle Möglichkeit, Intensitätsbereiche z.B. für die *Konstantenmethode* oder geeignete Startwertintervalle für andere adaptive Methoden zu ermitteln. Auch bei Skalierungsversuchen und *Cross-Modality-Matching*, dem Vergleich von Reizen über verschiedene Sinnesmodalitäten hinweg, kommen methodisch ähnliche Vorgehensweisen zum Einsatz [327].

**Staircase-Methode** Diese Methode ist eine Weiterentwicklung der *Method of Limits*, und wird auch *Simple Up-Down-Staircase* genannt. Der Name basiert auf dem treppenförmigen Intensitätsverlauf des Reizes über der Zeit (siehe Abbildung

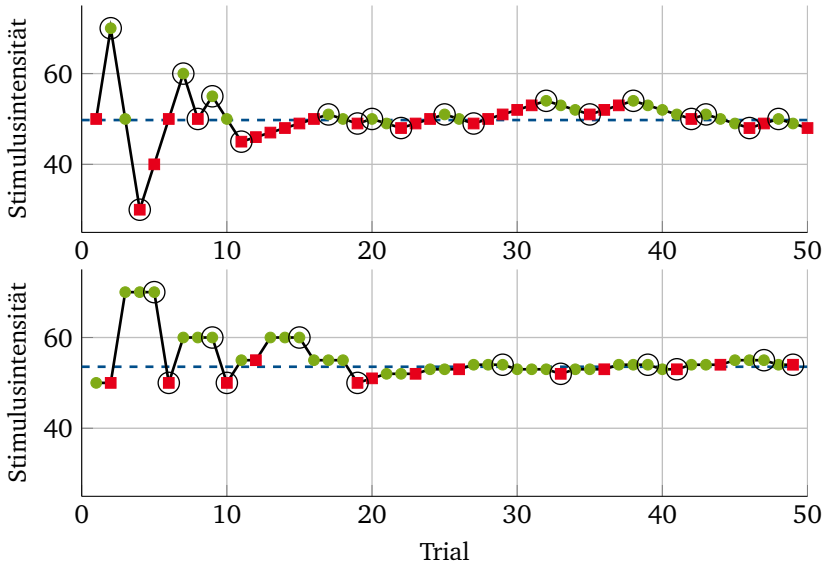
---

5.2). Ähnlich wie bei der *Method of Limits* wird mit einem Reiz weit oberhalb oder unterhalb des vermuteten Schwellwerts begonnen, dessen Intensität schrittweise erhöht bzw. verringert wird. Bei einer Detektionsänderung wird der Versuch allerdings nicht abgebrochen, sondern eine Veränderung der Intensität des Reizes in die Gegenrichtung ausgelöst (Wurde die Intensität bisher kleiner, wird sie nach der Detektionsänderung größer und umgekehrt). Diese Umkehrung findet so oft statt, bis ein Abbruchkriterium (z.B. Anzahl der Richtungsänderungen bzw. Toleranzbandeinhaltung über eine bestimmte Anzahl von dargebotenen Reizen) erreicht ist. Werden die Intensitäten der Versuche über der Zeit aufgetragen, nähern sie sich dem Punkt der psychometrischen Funktion mit einer Detektionswahrscheinlichkeit von  $P = 0,5$  an [240].

Varianten der Methode sind die *Interleaved Staircase Method*, wo die Werte von zwei oder mehreren möglichst gegenläufigen Runs immer abwechselnd oder auch zufällig dargeboten werden. Damit werden Gewöhnungseffekte und aufgrund des erwarteten Werts beeinflusste Aussagen des Probanden verringert. Eine weitere Variante sind *Adaptive Staircase Methods* (oder auch *Transformed Up-Down-Staircases*), wo eine Umkehrung des Reizes nicht bei jeder Detektionsänderung, sondern nach vorher definierten Regeln stattfindet. Abbildung 5.2 zeigt beispielhaft den zeitlichen Verlauf dieser Methoden.

Die Verlaufsregel, die bestimmt, wann der Reiz erhöht oder erniedrigt wird, hat einen Einfluss auf den Punkt der psychometrischen Funktion des Probanden, der bei Konvergenz der Methode bestimmt wird. Tabelle 5.1 gibt eine Übersicht über mögliche Verlaufsregeln und die mit dieser Regel ermittelten Punkte auf der psychometrischen Funktion. Die Verlaufsregel hat die allgemeine Form *Xup-Ydown*, wobei *X* für die Anzahl der falschen Antworten steht, nach denen die Stimulusintensität erhöht wird und *Y* für die Anzahl der richtigen Antworten, nach denen die Stimulusintensität erniedrigt wird. Nach jeder Änderung des Stimuluslevels - ungeachtet der Richtung - werden die dazugehörigen internen Zähler der Methode zurückgesetzt.

Aus Tabelle 5.1 wird ersichtlich, dass die einfache Form der Staircase-Methode (s. Abb. 5.2 oben) eine Ausprägung der adaptiven Staircase-Methoden ist, bei der die Verlaufsregel *1up-1down* genutzt wird. Nach LEVITT kann die Konvergenzwahrscheinlichkeit einer beliebigen Verlaufsregel für die Änderung des Reizes wie folgt berechnet werden [240]: Die Methode konvergiert dann gegen einen festen Wert, wenn die Wahrscheinlichkeit für das Verringern des



**Abb. 5.2:** Zeitlicher Verlauf einer simulierten Staircase Method

Oben ist eine Simple Up-Down Staircase mit einem theoretischen Konvergenzlevel von  $\theta = 50$  angegeben, unten eine Transformed Up-Down Staircase mit einer 1up-3down-Verlaufsregel und einem theoretischen Konvergenzlevel von  $\theta = 57,47$ . Simulierte Antworten sind mit Kreisen (richtig) bzw. Quadraten (falsch) gekennzeichnet, Detektionsänderungen darüber hinaus umkreist. Gestrichelt ist der aus den Versuchsdaten berechnete Schwellwert gekennzeichnet. Der theoretische Schwellwert wird im unteren Fall nicht genau ermittelt.

Reizes  $P[\text{down}]$  gleich der Wahrscheinlichkeit für die Erhöhung des Reizes  $P[\text{up}]$  im nächsten Versuch ist:

$$P[\text{down}] = P[\text{up}] = 0,5$$

Dies ist aus Abbildung 5.2 ersichtlich. Jetzt wird anhand der Angaben aus Spalte 2 und 3 der Tabelle 5.1 nach der Wahrscheinlichkeit aufgelöst, mit der der präsentierte Reiz erkannt wird. Dies funktioniert am Beispiel der Verlaufsregel 1up-2down wie folgt: Die (noch unbekannte) Wahrscheinlichkeit, dass ein Reiz erkannt wird, sei  $P(X)$ . Damit der Reiz bei der folgenden Darbietung verringert wird, müssen die beiden vorhergehenden Reize wahrgenommen

**Tab. 5.1:** Konvergenzwahrscheinlichkeit der Adaptive-Staircase-Methode bei verschiedenen Verlaufsregeln (Darstellung basierend auf [240])

Verlaufsregel	Nötige Anzahl		Konvergenzwahrscheinlichkeit
	falscher Antworten zur Erhöhung der Testintensität	richtiger Antworten zur Verringerung der Testintensität	
<i>1up-1down</i>	1	1	$p(X) = 0,5$
<i>1up-2down</i>	1	2	$p(X) = 0,707$
<i>2up-1down</i>	2	1	$p(X) = 0,293$
<i>1up-3down</i>	1	3	$p(X) = 0,794$
<i>1up-4down</i>	1	4	$p(X) = 0,841$
<i>4up-1down</i>	4	1	$p(X) = 0,159$

werden. Diese Wahrscheinlichkeit  $P_2$  beträgt  $P_2 = P(X) \cdot P(X) = (P(X))^2$ . Bei Konvergenz gilt aber auch  $P_2 = P[\text{down}] = P[\text{up}] = 0,5$ . Daraus folgt

$$(P(X))^2 = P_2 = 0,5$$

$$\Rightarrow P(X) = 0,707.$$

Damit wird mit einer *1up-2down*-Verlaufsregel der Punkt mit der Wahrscheinlichkeit  $P = 0,707$  auf der psychonometrischen Funktion bestimmt.

Die Berechnung des ermittelten Kennwerts erfolgt als Mittelwert der dargebotenen Stimulusintensitäten, die zu einer Detektionsänderung geführt haben. Meist werden dabei nicht alle Werte, sondern nur eine gerade Anzahl vom Ende der Staircase berücksichtigt. Typische Werte sind z.B. 16 Umkehrungen als Stoppbedingung der Methode und eine Berechnung des Kennwerts aus den letzten 12 Stimuluswerten mit einer Detektionsänderung.

**Heuristische Methoden** Heuristische Methoden basieren auf vorher bestimmten Regeln, die auf die Antworten des Probanden angewandt werden. In diesem Sinne ist auch eine Staircase-Methode eine heuristische Methode. Die einzige angewandte Regel ist dabei die Festlegung, wann die Stimulusintensität geändert wird. Die Größe der Änderung ist festgelegt und hängt nicht vom Verlauf des Runs ab. Heuristische Methoden weisen darüber hinaus vom

---

Verlauf abhängige Regeln zur Bestimmung des Intensitätsniveaus und zum Beenden des einzelnen Durchlaufs auf.

Ein wichtiges Beispiel für eine heuristische Methode ist *PEST - Parameter Estimation by Sequential Testing*. Hierbei wird ein Startwert sowie Regeln zur Veränderung der Schrittweite festgelegt. Eine Stimulusintensität wird so lange gleich gehalten, bis man eine Aussage über Reproduzierbarkeit der Antworten fällen kann. Anschließend wird die Intensität nach den Verlaufsregeln geändert. Ziel ist, eine hohe Genauigkeit bei geringer Anzahl der Versuche zu erhalten. Nachteilig ist, dass nur der letzte Wert für die Bestimmung des Schwellwerts herangezogen wird, d.h. die Historie der Versuchsdurchläufe wird nicht beachtet. Neben den ursprünglichen Regeln nach TAYLOR UND CREELMAN [339] gibt es mittlerweile mehrere Weiterentwicklungen der Regeln, um die Effizienz der Methode zu erhöhen. Diese nutzen die größer werdenden Rechenkapazitäten, um die drei Grundregeln zur Stimulusänderung, der Stimulusintensität und des Beenden des Durchlaufs mit statistischen Herangehensweisen zu optimieren.

Eigene Rückfragen bei TREUTWEIN, Autor von [347], im Rahmen dieser Arbeit konnten einen weiteren Vorschlag zur Ermittlung psychometrischer Funktionen ermitteln. Diese basiert auf einer Approximation stochastischer Verteilungen nach KESTEN [207], ist flexibler als eine Staircase-Methode und einfacher zu implementieren als die im folgenden beschriebenen Methoden auf Basis statistischer Modelle. Dieses Verfahren (im Folgenden als *Kesten-Staircase* bezeichnet) wurde bisher nur in Simulationen getestet und noch nicht weitergehend veröffentlicht [348].

Die *Kesten-Staircase* beruht auf einer rekursiven Definition der nächsten Stimulusintensität  $x_{n+1}$  abhängig vom gewünschten Konvergenzniveau  $P_K$ , der aktuellen Stimulusintensität  $x_n$  und der Reaktion des Probanden  $y_n$  auf den aktuellen Stimulus:

$$x_{n+1} = x_n - \frac{c_{\text{Schrittweite}}}{1 + c_p} \cdot (y_n - P_K) \quad (5.1)$$

Dabei kann über die Konstante  $c_{\text{Schrittweite}}$  die Anfangsschrittweite festgelegt werden, die während des Durchlaufs verringert wird. Der Parameter  $c_p$  ist vom Antwortparadigma abhängig. Die Methode ist einfach implementierbar und durch die freie Wahl des Konvergenzniveaus  $P_K$  sehr flexibel.

**Methoden auf Basis statistischer Modelle der psychometrischen Funktion** Basis dieser Methoden ist eine Modellfunktion für die  $\hookrightarrow$  Psychometrische Funktion.

---

Diese kann im Verlauf des Versuchs gemessen werden oder vom Versuchsleiter aus Erfahrungswissen festgelegt werden (Bayes'scher Ansatz). Anhand des Versuchsverlaufs werden die Parameter der Modellfunktion über Schätzverfahren (z.B. Maximum-Likelihood, Probit-Estimation) festgelegt. Varianten liegen in der Art und Weise, wie ein Durchlauf beendet wird (feste Anzahl von Trials, Abschätzung des Konfidenzintervalls der Parameter der Funktion) und der Bestimmung der Intensität des nächsten Stimulus (Vorausberechnung der Aussagefähigkeit mehrerer Werte und Auswahl der Stimulusintensität, die die Varianz des Ergebnisses minimiert).

Beispiele für diese Methoden sind *ML-Test* [134], die über Maximum-Likelihood-Estimation die Parameter der psychometrischen Funktion schätzt. Das Ende des Runs wird durch eine Auswertung des Konfidenzintervalls der Parameter der psychometrischen Funktion mit Hilfe eines  $\chi^2$ -Tests bestimmt. Weiterentwicklungen wie die *ZEST* von KING-SMITH ET AL. führen alternative Bestimmungsvorschriften des zu schätzenden Parameters der psychometrischen Funktion ein, um die Genauigkeit der Schätzung zu erhöhen. In der 1999 von KONTSEVICH UND TYLER eingeführten  $\Psi$ -Methode werden die Elemente verschiedener Verfahrensvorschläge kombiniert. Sie gilt als die am weitesten entwickelte Methode, die einen Schwellwert in ca. 30 Trials und die Steigung der psychometrischen Funktion in ca. 300 Trials ermitteln kann [220, 292]. Die  $\Psi$ -Methode gilt als die beste Methode zur Messung von Steigungs- und Schwellwertparameter psychometrischer Funktionen [215].

Der Vorteil dieser Methoden liegt darin, dass nicht nur eine Aussage über einen Punkt der psychometrischen Kurve getroffen werden kann, sondern diese komplett in ihrer Form angenähert wird. Dadurch können aus einem einzelnen Versuch mehrere Kennwerte des untersuchten Probanden abgeleitet werden. Nachteilig ist die Abhängigkeit von einer Modellfunktion. Hier existieren erste Ansätze, auch nicht-parametrische Basisfunktionen zu nutzen, diese sind aber nur gering verbreitet [88].

Die Auswahl einer Methode für die Studien dieser Arbeit erfolgt in Abschnitt 5.3

---

### 5.1.3 Statistische Analyse zur Bestimmung von Kennwerten

---

Alle Verfahren liefern eine Berechnungsvorschrift zur Bestimmung des Kennwerts aus den Verlaufsdaten des Versuchs. Damit sind die Analysemöglichkeiten allerdings nicht erschöpft: LINSCHOTEN ET AL. präsentieren in [244] die nachgelagerte Analyse, um mit Hilfe einer Maximum-Likelihood-Schätzung komplette psychometrische

---

Funktionen aus den Versuchsdaten zur Ermittlung einzelner Punkte der psychometrischen Funktion zu erhalten. Aus diesen können theoretisch dann auch differentielle Wahrnehmungsschwellen abgeleitet werden. Im Rahmen dieser Arbeit wird diese Herangehensweise genutzt, um die Basisfunktion der haptischen Kraftwahrnehmung zu bestimmen (s. Abschnitt D.2).

---

## 5.2 Antwortparadigmen

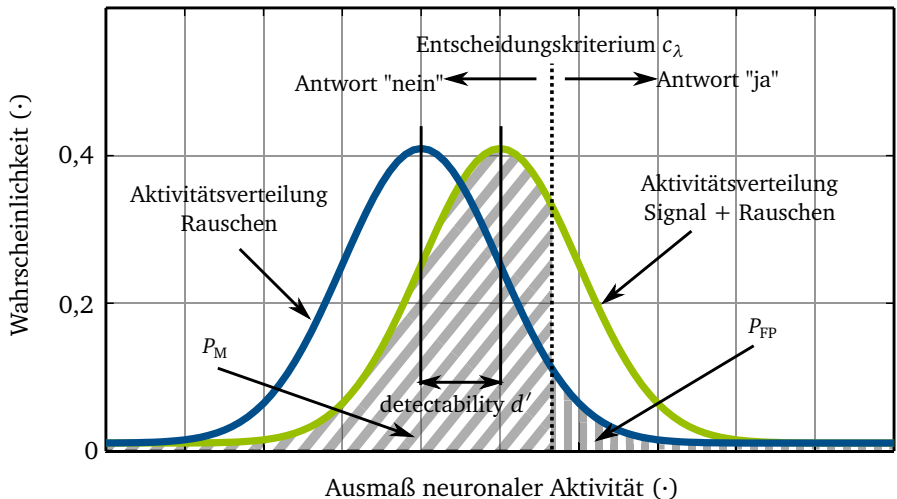
---

Antwortparadigmen sind Elemente der  $\hookrightarrow$  Signal Detection Theory (SDT). Diese basiert auf der Annahme, dass Reize als eine Verteilung im Kontinuum der Wahrnehmung dargestellt werden. Diese Verteilung wird von einer ähnlichen Verteilung von Rauschen, das z.B. durch die Verarbeitung der Nervensignale entsteht, überlagert. Falls kein Reiz präsentiert wird, erhält das Wahrnehmungssystem des Menschen nur die Verteilung dieses Rauschens als Eingang in Form neuronaler Aktivität. Abbildung 5.3 zeigt modellhaft diese beiden Verteilungen.

Beide Verteilungen überschneiden sich. In diesem Bereich ist also nicht eindeutig zu erkennen, ob ein Eingangssignal von einem tatsächlich existierenden Reiz oder vom immanenten Rauschen stammt. Um zu entscheiden, ob ein Reiz anliegt oder nicht, wird vom Probanden ein Entscheidungskriterium  $c_\lambda$  definiert. Eingangssignale, die größer als dieses Entscheidungskriterium sind, werden als Reiz identifiziert, kleinere Eingangssignale verworfen. Dieses Entscheidungskriterium ist dabei zeitvariant, was dem Ziel einer genauen Quantifizierung von Wahrnehmungsschwellen entgegensteht.

Ein Ziel der  $\hookrightarrow$  SDT ist dabei, das Verhalten des Probanden bezüglich dieses Kriteriums zu untersuchen. So können liberale (niedriges Entscheidungskriterium) von konservativen (hohes Entscheidungskriterium) Testpersonen unterschieden werden. Weiterhin können über das Maß der *detectability*  $d'$  vergleichbare Kennwerte für die Sensitivität unterschiedlicher Testpersonen berechnet werden. Versuche zeigen beispielsweise, dass Alkoholkonsum nicht die absolute Sensitivität eines Menschen beeinflusst, sondern sein Entscheidungskriterium. Alkoholisierte Personen entscheiden liberaler, d.h. sie erkennen auch sehr kleine Reize auf Kosten von vielen fälschlicherweise identifizierten Reizen.

Basierend auf dieser stochastischen Betrachtung des Entscheidungsprozesses können Antwortparadigmen definiert werden, die u.a. den Einfluss eines sich im Laufe des Versuchs ändernden Entscheidungskriteriums vermindern. Aus diesem Grund sind *Forced-Choice-Paradigmen* in der Psychophysik weit verbreitet.



**Abb. 5.3:** Modellbasis der Signal Detection Theory (SDT)

Basis sind zwei neuronale Aktivitätsverteilungen für Rauschen und Signal + Rauschen. Die Verteilung des Rauschens ist immer präsent und wird häufig als „sensorisches Hintergrundrauschen“ interpretiert. Wird zusätzlich ein Stimulus dargeboten, verschiebt sich die Verteilung in positiver Richtung. Der Proband entscheidet anhand des Entscheidungskriteriums  $c_\lambda$ , ob die vorhandene neuronale Aktivität einem Signal entspringt oder nicht. Der hier dargestellte Proband hat ein schlecht bzw. sehr konservativ gewähltes Entscheidungskriterium: Er erkennt viele Signale nicht (schräg gestreifter Anteil  $P_M$ ), erzielt dafür aber wenig Falsch-Positive Antworten (vertikal gestreift,  $P_{FP}$ ). Unabhängig vom Entscheidungskriterium des Probanden ist die detectability  $d'$ , die als Abstand der Mittelwerte beider Aktivitätsverteilungen definiert ist und ein Maß für die Schwierigkeit der Detektionsaufgabe bzw. bei bekannter Signalverteilung für das sensorische Hintergrundrauschen des Probanden ist.

### 5.2.1 Ja/Nein-Paradigma

Das einfachste Antwortparadigma ist die Ja/Nein-Antwort. Ein Proband antwortet hier, ob er (z.B. im Falle einer Schwellwertmessung) einen Reiz empfunden hat oder nicht. Offensichtlich problematisch ist, dass das Entscheidungskriterium des Probanden über den Versuchsverlauf nicht konstant sein muss, sondern sich graduell oder abhängig von externen Einflüssen (Temperaturänderungen, Ablenkungen etc.)



---

ändert und damit ein unbekannter Einfluss auf das Ergebnis existiert, der nicht kontrolliert werden kann.

Für manche Anwendungen sind Ja/Nein-Paradigmen aber die einzige Möglichkeit, da andere Antwortparadigmen aufgrund des Versuchsdesigns oder der Reizerzeugung nicht umgesetzt werden können. Um die oben genannten Nachteile von Ja/Nein-Paradigmen zu vermeiden, wurden die im Folgenden beschriebenen Forced-Choice-Paradigmen entwickelt.

---

## 5.2.2 Forced-Choice-Paradigma

---

Forced-Choice-Antwortmöglichkeiten sind ein Ansatz der  $\hookrightarrow$  SDT, um die subjektive Beurteilung einer Testperson objektiver beurteilen zu können [118, 370]. Im Allgemeinen kann ein Versuchsleiter bei Schwellwertuntersuchungen nicht erkennen, ob eine Beurteilung einer Testperson objektiv richtig ist oder nicht. Außerdem hat ein sich im Laufe des Versuchs änderndes Entscheidungskriterium des Probanden einen Einfluss auf die Aussagen des Probanden.

Wird ein Forced-Choice-Ansatz verwendet, wird die Testperson gezwungen, in jedem Trial eine positive Antwort zu geben. Hierzu werden für jeden Trial mehrere Alternativen definiert, in denen Reize dargeboten werden können. Nach der Stimulusdarstellung muss eine der gegebenen Alternativen als Antwort gegeben werden. Dieses Paradigma kann mit den meisten oben genannten Methoden kombiniert werden. Die genaue Ausgestaltung des Paradigmas wird meist durch die Zahl der Intervalle sowie die Abkürzung  $\hookrightarrow$  x Alternative Forced Choice (xAFC) angegeben. 3AFC steht beispielsweise für *Three Alternative Forced Choice* und beschreibt, dass der Proband aus drei Alternativen pro Trial diejenige identifizieren muss, die den Reiz enthalten hat. Für den Fall, dass die drei Intervalle zeitlich nacheinander dargeboten werden, wird auch die Abkürzung  $\hookrightarrow$  x Interval Forced Choice (xIFC) verwendet.

Nach [94] kann durch Verwendung einer Forced-Choice-Antwortkonstruktion die Empfindlichkeit eines Probanden gemessen werden, ohne durch Fluktuation des Entscheidungskriteriums beeinflusst zu werden. Das Problem eines sich ändernden Entscheidungskriteriums des Probanden wird damit umgangen. Weiterhin ergibt sich die Möglichkeit, die Kenngröße *detectability*  $d'$  (s. Abb. 5.3, [370]) eines Reizes anhand der Wahrscheinlichkeit einer korrekten Antwort des Probanden bestimmen zu können<sup>1</sup>. Die *detectability*  $d'$  ist dabei als Abstand der Mittelwerte der Aktivitäts-

---

<sup>1</sup> Hierbei ist zu beachten, dass es sich hierbei im allgemeinen *nicht* um die Wahrscheinlichkeit  $P(X)$  aus Abschnitt 5.1 handelt, sondern um die Wahrscheinlichkeit für richtige Antworten  $P_c$  aus der entsprechenden ROC-Kurve (*Receiver Operating Characteristic*, siehe [118]) des Probanden.

---

verteilung für Rauschen und Signal + Rauschen definiert und damit unabhängig vom Entscheidungskriterium des Probanden. Dies erlaubt einen objektiven Vergleich von Experimenten, die mit einer anderen Anzahl von Antwortmöglichkeiten oder mit anderen Vorgehensweisen der  $\hookrightarrow$  SDT durchgeführt wurden.

Die Kombination von Forced-Choice-Antwortmöglichkeiten und Transformed-Up-Down-Methoden ergibt damit eine interessante Möglichkeit, Daten unterschiedlicher Studien zu vergleichen. Durch die Wahl der Regeln für die transformierte Methode erfolgt eine Sicherung der Erkennungswahrscheinlichkeit  $P_c = P(X)$  auf einen definierten Wert. Zusammen mit der Anzahl der Alternativen der Forced-Choice-Aufgabe ist damit die *detectability* des Reizes festgelegt und die Ergebnisse nicht mehr vom Entscheidungskriterium des Probanden abhängig. Die Wahl der Forced-Choice-Architektur ermöglicht also ein Versuchsdesign auf Basis der Bestimmung einer *detectability*. Die nötige Anzahl der Forced-Choice-Alternativen und der Erkennungswahrscheinlichkeit folgen dann aus diesem Wert. Entsprechende Tabellen finden sich in [94].

---

### 5.2.3 Unforced-Choice-Paradigma

---

KÄRNBACH beschreibt in [191] adaptive Methoden, die keine erzwungene Entscheidung beinhalten, also bei einem Antwortparadigma mit mehreren Alternativen auch die Antwort „Ich weiß nicht“ für den Probanden erlauben. Diese führen in Computersimulationen besonders bei unerfahrenen Probanden zu verlässlicheren Ergebnissen als bei Forced-Choice-Methoden. Gegenüber der Method of Constants existiert ein geringerer systematischer Fehler. Insgesamt sollen solche Methoden ca. 10 % effizienter sein.

---

## 5.3 Auswahl eines Verfahrens

---

Aus der Literatur lassen sich vielfältige Hinweise zur Leistungsfähigkeit und damit für den richtigen Einsatz unterschiedlicher Verfahren entnehmen.

- Nach EHRENSTEIN ET AL. sind adaptive Methoden genauer (im Sinne eines genauer bestimmten Kennwerts für einen einzelnen Probanden) als nicht-adaptive Methoden [73].
- Nach LEEK werden Adaptive-Staircase-Methoden häufig verwendet, weil sie einfacher zu implementieren sind als modellbasierte Methoden, ohne stark unterschiedliche Ergebnisse zu erzielen [237]. Dies wurde in mehreren

---

Studien nachgewiesen. BRISBEN ET AL. zitieren mehrere Primärquellen, dass eine *1up-3down*-Regel effizienter arbeitet als eine *1up-2down*-Regel [37].

- Dies wird auch durch KOLLMEIER ET AL. bestätigt, die zwei Adaptive-Staircase-Methoden (*1up-2down* und *1up-3down*) mit einer PEST auf Basis eines Markov-Modells vergleichen (beide mit einem 3AFC- und einem 2AFC-Antwortparadigma) und zu dem Schluss kommen, dass eine Adaptive-Staircase-Methode (*1up-3down*) mit einem 3AFC-Paradigma am effizientesten arbeitet [219]. Sie weisen allerdings auch darauf hin, dass die einzelnen Unterschiede recht gering sind und stark von den untersuchten Probanden abhängen, so dass eine pragmatische Wahl mit anderen, stärker gewichteten Kriterien erfolgen kann. Ähnliche Ergebnisse finden sich in [313].
- Untersuchungen wie die von SHELTON ET AL. [317], PENTLAND [282], MADIGAN UND WILLIAMS [248], EMERSON [75], KING-SMITH ET AL. [211], OTTO [275, 276] und TREUTWEIN [347] zeigen im Grundsatz ähnliche Ergebnisse, sind aber aufgrund unterschiedlicher Methodik und nicht-standardisierten Randbedingungen nur bedingt als verlässliche Quelle für die Auswahl einer Methode heran zu ziehen. Dazu kommt, dass alle diese Untersuchungen mit Fokus auf akustische oder visuelle Reize durchgeführt wurden und daher im Grundsatz, aber nicht in allen Details auf die Haptik übertragen werden können.

Die Ergebnisse der Literaturrecherche lassen keine eindeutige Auswahl eines Verfahrens zu, da nicht alle Studien alle in Frage kommenden Verfahren beinhalten und die Studien untereinander durch unterschiedliche Randbedingungen nicht vollständig vergleichbar sind. Daher wird eine eigene Simulation der in Frage kommenden Methoden durchgeführt und anhand der Ergebnisse ein Messverfahren ausgewählt. Dazu werden im nächsten Abschnitt 5.3.1 mögliche Auswahlkriterien eruiert und im darauf folgenden Abschnitt 5.3.2 die Simulation erläutert.

---

### 5.3.1 Auswahlkriterien

---

Für die Auswahl einer Methode werden basierend auf den Untersuchungen von OTTO [275] drei Performanzkriterien (Genauigkeit, Effizienz und Robustheit) identifiziert, die für jedes Verfahren ermittelt werden können. Sie basieren auf der grundsätzlichen Annahme, dass die wiederholte Durchführung eines Verfahrens eine normalverteilte Menge an Schätzwerten des wahren Schwellwerts liefern. Dies lässt sich durch entsprechende Tests bestätigen. Weiterhin wird meist davon ausgegangen, dass der Mittelwert dieser Menge dem wahren Schwellwert entspricht.

Als weitere Kriterien werden theoretische Grundlagen der einzelnen Verfahren sowie die wissenschaftliche Verbreitung im Bereich der Haptik identifiziert. Alle Kriterien werden im Folgenden vorgestellt. Weitere Einschränkungen durch die Verwendung zur Messung von haptischen Wahrnehmungskennwerten existieren nicht, da z.B. alle Stimuli stufenlos im Rahmen der Einstellgenauigkeit der verwendeten Systeme generiert werden können.

---

## Genauigkeit

---

Unter der oben beschriebenen Annahme zur Normalverteilung der Schätzwerte kann die *empirische Abweichung*  $s$  nach Gl. (5.2) als Maß für die Genauigkeit einer Methode verwendet werden. Der Zahlenwert lässt sich als die absolute Abweichung beidseitig vom Mittelwert interpretieren, die insgesamt 67 % aller Werte beinhaltet. Ist dieser Bereich sehr schmal, wird das Verfahren als genau betrachtet, da jede Durchführung des Verfahrens nur gering vom wahren Wert abweicht.

$$s = \sqrt{\frac{1}{r-1} \cdot \sum_r (\theta_r - \mu_\theta)^2} \quad (5.2)$$

Alternativ kann nach [275] die Genauigkeit  $\kappa_\theta$  eines psychometrischen Verfahrens als Kehrwert der empirischen Varianz  $s_\theta^2$  der ermittelten Schwellwerte  $\theta_r$  definiert werden. Bei einer Anzahl von  $r$  ermittelten Schwellwerten ergibt sich

$$\kappa_\theta = \frac{1}{s_\theta^2} = \frac{r-1}{\sum_r (\theta_r - \mu_\theta)^2} \quad (5.3)$$

Die Verwendung der empirischen Abweichung  $s$  hat den Vorteil einer direkten Interpretation des entsprechenden Wertes. Die Verwendung der Genauigkeit  $\kappa_\theta$  hat den Vorteil einer proportionalen Zuordnung von Kennwert und getesteter Größe, je größer  $\kappa_\theta$ , desto genauer ist das untersuchte Verfahren. Im weiteren wird aber aufgrund der direkten Interpretationsmöglichkeit die empirische Abweichung  $s$  genutzt.

---

## Robustheit

---

Ein weiteres Kriterien für die Auswahl einer Methode ist die Anfälligkeit für systematische Fehler (*Bias*). Adaptive Methoden sind z.B. weniger anfällig für systematische Fehler, da die Reize im Versuchsverlauf angepasst werden und z.B. eine Gewöhnung des Probanden berücksichtigt werden kann. Der Einfluss auf die Genauigkeit wurde allerdings bisher noch nicht untersucht. Nach [275] kann der Bias  $b_{\theta_r}$  eines psychometrischen Verfahrens nur bestimmt werden, wenn der wahre Schwellwert  $\theta_{\text{wahr}}$  bekannt ist. Dies ist nur in Simulationen möglich, da bei realen Messungen eben diese Kenntnis nicht vorhanden ist. Für den Bias ergibt sich damit

$$b_{\theta_r} = \frac{1}{r} \sum_r (\theta_{\text{wahr}} - \theta_r) = \theta_{\text{wahr}} - \mu_{\theta} \quad (5.4)$$

bei insgesamt  $r$  bestimmten Schwellwerten.

---

## Effizienz

---

Die Effizienz der Methode beschreibt, wie schnell die Methode zu einem verlässlichen bzw. genauen Ergebnis führt. Pro ermittelten Schwellwert müssen als Faustregel ca. 30 bis 80 Trials durchgeführt werden. TREUTWEIN postuliert, dass diese Anzahl sich durch die Methodenwahl nicht merklich reduzieren lässt und Effizienz daher vornehmlich durch die Genauigkeit der gemessenen Werte bestimmt wird [347].

Die Genauigkeit ist bei nicht-adaptiven Methoden durch die vorgegebenen, sich nicht ändernden Intensitätsstufen prinzipiell beschränkt. Dadurch haben die genaueren adaptiven Methoden eine Tendenz, effizienter als nicht-adaptive Methoden zu sein. Wird eine Fehlerschranke für die Schwellwertbestimmung gesetzt, führt eine effiziente Methode zu kürzeren Versuchszeiten, was die zeitliche Belastung von Probanden verringert und die Möglichkeit gibt, mit häufigeren Pausen Adaptationsprozessen des Probanden entgegen zu wirken. Weiterhin zeigen erste Vorversuche, dass nach Versuchszeiten von einigen Minuten der für den Probanden unangenehme Effekt auftritt, an der Kontaktfläche zwischen Körper und Messapparatur (siehe Abb. 4.5) nicht nur den dargebotenen Stimulus, sondern auch den eigenen Puls zu spüren [137].

TAYLOR UND CREELMAN haben zur Quantifizierung der Effizienz den Trial-basierten  $\leftrightarrow$  Sweat Factor  $K_{\text{Trial}}$  definiert. Dieser berechnet sich aus dem Produkt der empirischen Varianz der ermittelten Schwellwerte  $s_{\theta}^2$  multipliziert mit der Anzahl der

durchgeführten Trials  $n$ . Für den Fall, dass  $r$  Schwellwerte  $\theta$  mit jeweils unterschiedlichen Trial-Anzahlen  $n_r$  ermittelt werden, ergibt sich der Sweat Factor zu

$$K_{\text{Trial}} = \frac{\sum_r n_r \cdot (\theta_r - \mu_\theta)^2}{r - 1} \quad (5.5)$$

$$\text{mit } \mu_\theta = \frac{1}{r} \sum_r \theta_r \quad (5.6)$$

Die Anzahl der Trials  $n_r$  in Gl. (5.5) ist proportional zur Versuchszeit. Die Versuchszeit kann mit Hilfe der nur vom gewählten Paradigma abhängigen Dauer  $T_{\text{Trial}}$  berechnet werden, die sich nach Gl. (5.7)

$$T_{\text{Trial}} = x \cdot T_I + T_A + T_P \quad (5.7)$$

mit  $x$  Anzahl der Reizintervalle pro Trial

$T_I$  Dauer des einzelnen Reizintervalls

$T_A$  Dauer des Antwortintervalls

$T_P$  Summe der Pausenzeiten zwischen Reiz- und Antwortintervallen, zwischen Trials und zur Berechnung der *progression rule*

ergibt. Typische Werte für  $T_I$  liegen im Bereich von etwas 0,5 ... 1,5 s und für  $T_A$  und  $T_P$  im Bereich von 1 ... 5 s. Damit ergeben sich z.B. für ein 3IFC-Paradigma Trial-Zeiten von  $T_{\text{Trial}} \approx 10$  s.

---

## Art und Menge der zugrundeliegende Annahmen

---

Die Anwendung von psychophysikalischen Methoden basiert nach [240] auf einer oder mehreren Grundannahmen über die Wahrnehmung und den Verlauf der psychonometrischen Funktion:

1. Der Anteil von positiven Antworten des Probanden ist eine monotone Funktion der Stärke der Anregung
2. Die psychometrische Funktion ist zeitinvariant (mindestens über die Dauer des Tests)
3. Es existiert eine parametrische Darstellung der psychometrischen Funktion (siehe Abschnitt 2.4.1)

- 
4. Die Antworten des Probanden sind unabhängig voneinander und von vorhergehenden Reizen

Die Notwendigkeit der einzelnen Annahmen variiert je nach Methode. Es ist wünschenswert, möglichst Methoden mit wenig festen Annahmen oder -voraussetzungen zu verwenden, um systematische Fehler zu vermeiden und die Übertragbarkeit in andere Sinnesbereiche zu ermöglichen.

---

## Wissenschaftliche Verbreitung im Bereich der Haptik

---

Im Bereich der Haptik zeigt sich ein häufiges Auftreten von *Adaptive Staircase Methods*, z.B. eine *1up-2down* (2AFC) bei GESCHIEDER ET AL. [95] und MORIOKA UND GRIFFIN [262], *1up-3down* bei ISRAR ET AL [170, 171] und BRISBEN ET AL. [37]. Es ist daher anzunehmen, dass diese Methoden im Bereich der Haptik eine hohe Akzeptanz aufweisen und darauf basierende Ergebnisse in der Wissenschaftsgemeinde gut angenommen werden. Auch in neuerer Literatur werden keine Studien mit Verwendung einer heuristischen oder modellbasierten Methode gefunden. In der Bewertung wird allerdings berücksichtigt, wenn Methoden in anderen Disziplinen der Psychophysik Verwendung finden. Dagegen lassen sich alle oben beschriebenen Paradigmen in Studien zur haptischen Wahrnehmung finden.

---

### 5.3.2 Simulation psychophysikalischer Verfahren

---

Zur Simulation psychophysikalischer Verfahren existieren mehrere Arbeiten. OTTO untersucht in [275] Staircase-Methoden und heuristische Verfahren mit unterschiedlichen Antwortparadigmen, nutzt aber mit der Begründung vergleichbarer Bedingungen nur feste Trial-Anzahlen für jeden simulierten Run. Andere Simulationsrahmenwerke konzentrieren sich nur auf einzelne Methoden [134, 245] oder fokussieren stark auf die Visualisierung der Methoden und die nachgelagerte Verarbeitung [291, 292]. Aus diesem Grund wird ein eigenständiges Simulationsrahmenwerk entwickelt, das eine möglichst freie Parametrisierung der verwendeten Verfahren ermöglicht.

Simulationen psychophysikalischer Verfahren basieren in den allermeisten Fällen auf einer Monte-Carlo-Simulation, also der wiederholten Durchführung eines Experiments in einer simulierten Umgebung und der anschließenden statistischen Auswertung. Einzelne Studien basieren auf Markov-Modellen, die die Übergangswahrscheinlichkeiten zwischen einzelnen Zuständen eines Verfahrens modellieren

---

[219]. Diese sind in Bezug auf die nötige Rechenzeit deutlich schneller als Monte-Carlo-Simulationen, können jedoch für Methoden mit vielen möglichen inneren Zuständen nur mit hohem Aufwand implementiert werden. Dies betrifft insbesondere heuristische und modellbasierte Methoden. Aus diesem Grund wird auch hier ein Monte-Carlo-Ansatz verwendet.

Für das hier beschriebene Forschungsprojekt wurde die Simulation zweifach durchgeführt, einmal im Verlauf der Untersuchungen zur Ermittlung des im Kapitel 6 verwendeten Verfahrens und ein zweites Mal im Rahmen der Anfertigung der hier vorliegenden Dissertation. Letztere Simulation berücksichtigt die im Rahmen der durchgeführten Versuche gefundenen Erkenntnisse. Die Unterschiede werden in den folgenden Abschnitten erläutert.

Für die Dokumentation des verwendeten Rahmenwerks sei hier auf [21, 139] verwiesen.

---

### Modell des „idealen“ Probanden

---

Kern dieser Simulation ist ein „idealer“ Proband, der die in Gl. (2.1) angegebene psychometrische Funktion  $P_\Psi$  implementiert und nach Gl. (5.8) eine binäre Antwort  $A_P(\Phi)$  abhängig vom Stimuluslevel  $\Phi$  generiert. Die Antworten können dabei als Paare *erkannt*  $\leftrightarrow$  *nicht erkannt* bzw. *richtig*  $\leftrightarrow$  *falsch* interpretiert werden.

$$A_P(\Phi) = \begin{cases} 0 & \text{für } c_{\text{rand}} > P_\Psi(\Phi) \\ 1 & \text{für } c_{\text{rand}} < P_\Psi(\Phi) \end{cases} \quad (5.8)$$

Dabei stellt  $c_{\text{rand}}$  eine Zufallszahl da, die für jeden Trial neu aus einer Gleichverteilung im Intervall  $[0,1]$  generiert wird. Durch diese Vorgehensweise kann auch eine einzelne Aussage mit der durch  $P_\Psi(\Phi)$  vorgegebenen Wahrscheinlichkeit generiert werden.

Im Vergleich zu bestehenden Simulationen können im hier verwendeten Rahmenwerk die Basisfunktionsparameter  $c_\theta, c_\sigma$  stochastisch und systematisch variiert werden. Damit sollen Änderungen im Wahrnehmungskontinuum und Anpassungs- und Gewöhnungseffekte simuliert werden, die einen Einfluss auf die Robustheit eines Verfahrens aufweisen [21].

Die hier dargestellten Simulationsergebnisse basieren - im Vorgriff auf die Ergebnisse in Abschnitt 6.1.1 - auf einer Probandenkonfiguration mit einer logistischen Basisfunktion (siehe Gl. (2.3)). Die erste Simulation zur Auswahl einer Methode basiert



---

dabei auf einer kumulativen Normalverteilung, die u.a. wegen der Grundannahme der  $\hookrightarrow$  SDT einer solchen ausgewählt wurde.

---

## Untersuchte Methoden

---

Für die Simulation werden zwei Staircase-Methoden mit *1up-2down*- sowie *1up-3down*-Verlaufsregel betrachtet, außerdem die *PEST*-Methode als Vertreter der heuristischen Verfahren. Für modellbasierte Methoden wird die *ML-Test*-Methode implementiert. Aus dieser Methodenauswahl wurde die im folgenden Kapitel 6 verwendete Methode im Laufe der hier dokumentierten Arbeit bestimmt. Für die hier vorliegende Arbeit werden aus Gründen der Vollständigkeit zudem die  $\Psi$ -Methode sowie die *Kesten-Staircase* in einer zweiten Simulation untersucht.

Die Implementierungen der Methoden basieren dabei teilweise auf Vorarbeiten. Insbesondere basiert die Implementierung der Staircase-Methoden auf [245], die Implementierung der *PEST*-Methoden auf [275] und die Implementierung der  $\Psi$ -Methode auf [292].

---

## Darstellung von Forced-Choice-Paradigmen in der Simulation

---

Die Darstellung von xAFC-Antwortparadigmen für die Versuche erfolgt für die Simulation in der Definition des idealen Probanden. Nach der gängigen Literaturmeinung werden xAFC-Paradigmen durch eine Erhöhung der Ratewahrscheinlichkeit  $P_R$  dargestellt. Da der Proband eine positive Antwort geben muss, steigt die Ratewahrscheinlichkeit auf den Wert  $P_R = \frac{1}{x}$ . Wird dies in Gl. (2.1) berücksichtigt, erfolgt allerdings eine Verschiebung der charakteristischen Parameter der neuen Funktion  $P^*(x)$  gegenüber der ursprünglichen  $P_\Psi(x)$ . Eine Korrektur dieser Verzerrung erfolgt mit der in Gl. (5.9) angegebenen Formel von ABBOT [347].

$$P_\Psi(x) = \frac{P^*(x) - P_R}{1 - P_R - P_V} \quad (5.9)$$

Für die Beurteilung von Simulationsergebnissen muss beachtet werden, dass bei Methoden, die gegen einzelne Punkte auf der psychometrischen Funktion konvergieren, je nach Antwortparadigma unterschiedliche absolute Werte mit dieser Implementierung ermittelt werden. Tabelle 5.2 zeigt daher die absoluten Werte der Konvergenzniveaus in Abhängigkeit der Antwortparadigmen. Diese müssen für



die Beurteilung der ermittelten Effizienz, Genauigkeit und Robustheit beachtet werden.

**Tab. 5.2:** Absolute Werte der Konvergenzniveaus der untersuchten Methoden  
*Die Werte sind für die in der Simulation verwendete Probandenkonfiguration mit  $c_\theta = 50$ ,  $p_R = 0,01$ ,  $p_V = 0,03$  und einer logistischen Basisfunktion angegeben. Das Konvergenzniveau der Kesten-Staircase und der dazugehörige absolute Wert ist frei wählbar. Für die Simulation wird ein Konvergenzniveau von  $P_\Psi = 0,75$  gewählt.*

	1up-3down	1up-2down	PEST	ML-Test	$\Psi$	Kesten
$J/N$	57,47	54,88	50	50	50	56,07
2AFC	52,57	48,80	50	50	50	50,64
3AFC	54,85	51,80	50	50	50	53,23

---

### 5.3.3 Simulationsergebnisse

---

In diesem Abschnitt werden die Simulationsergebnisse dargestellt. Alle Simulationen werden mit vier simulierten Probanden durchgeführt, die sich in den Antwortparadigmen und der Streuung der Parameter der psychometrischen Funktion unterscheiden. Der im folgenden als *ideal* gekennzeichnet Proband weist einen Schwellwertparameter von  $c_\theta = 50$  und einen Steigungsparameter  $c_\sigma = 10$  auf. Weiterhin wird eine Ratewahrscheinlichkeit von  $P_R = 1\%$  und einen Versäumnisanteil von  $P_V = 3\%$  implementiert. Die weiteren drei Probanden weisen eine Streuung von Schwellwert und Steigungsparameter von  $\sigma_\theta = 5\%$  bzw.  $\sigma_\sigma = 1\%$  auf. Diese Parameter werden für jeden Trial aus einer Normalverteilung mit dieser Streuung berechnet. Sie unterscheiden sich weiterhin im Antwortparadigma, es wird ein J/N-, ein 2AFC- und ein 3AFC-Paradigma verwendet.

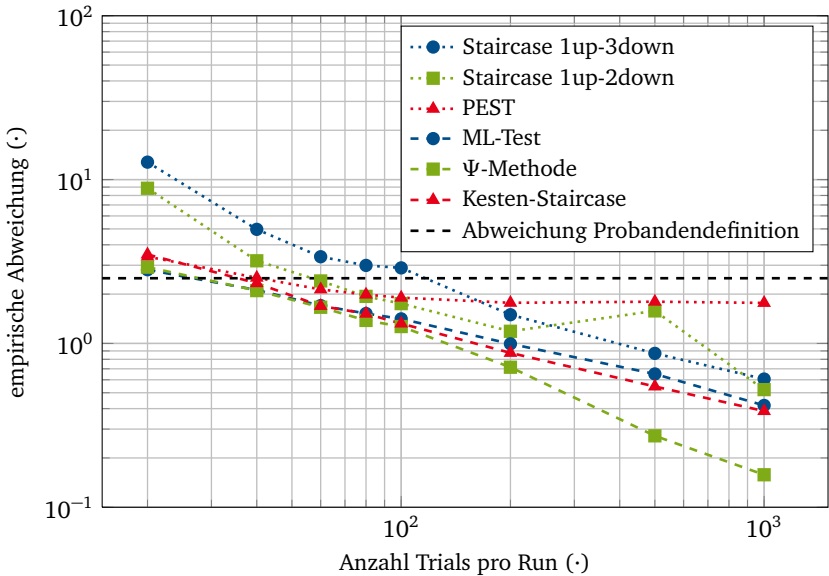
---

#### Genauigkeit

---

Eine wichtige Information für die Auslegung einer psychophysikalischen Untersuchung ist die Abhängigkeit der Genauigkeit des Verfahrens von der Anzahl der durchgeführten Trials. Daher werden alle oben genannten Methoden mit

verschiedenen, festen Trial-Anzahlen simuliert und die Genauigkeit nach Gl. (5.2) bestimmt. Abbildung 5.4 zeigt die Ergebnisse dieser Simulation für die Trial-Anzahlen  $n_{\text{Trial}} = 20, 40, 60, 80, 100, 200, 500, 1000$  und einem Ja/Nein-Antwortparadigma.



**Abb. 5.4:** Genauigkeit der untersuchten Methoden in Abhängigkeit der Trialanzahl  
*Aufgetragen ist die empirische Standardabweichung von simulierten  $n_{\text{Run}} = 1000$  Versuchsrunden über der Trial-Zahl  $n_{\text{Trial}}$  pro Run. Als Startwerte für die Methoden werden zufällige Werte einer Gleichverteilung aus dem Intervall  $[30 \dots 70]$  verwendet. Die absolute Schwankung des Schwellwerts des Probanden von 2,5 Stimuluseinheiten ist als gestrichelte Linie eingezeichnet.*

Eine höhere Anzahl an Trials pro Run führt erwartungsgemäß zu einer Verringerung der empirischen Abweichung der ermittelten Werte. Werden die Steigungsverläufe betrachtet, fällt die Sättigung der *PEST*-Methode ab ca. 80 Trials und der bei hohen Trials stärker abfallende Verlauf der  $\Psi$ -Methode auf. Der heuristische Ansatz der *PEST* scheint die zusätzlich zur Verfügung stehenden Daten also nicht gewinnbringend zu berücksichtigen. Ebenfalls interessant ist die Beobachtung, dass alle Methoden ab ca. 80 bis 100 Trials Schwellwerte ermitteln, die unterhalb der Abweichung der Probandendefinition liegen, dies zeigt sich auch in anderen, hier nicht dargestellten Simulationen. Ebenfalls auffällig ist, dass die in dieser Simulation

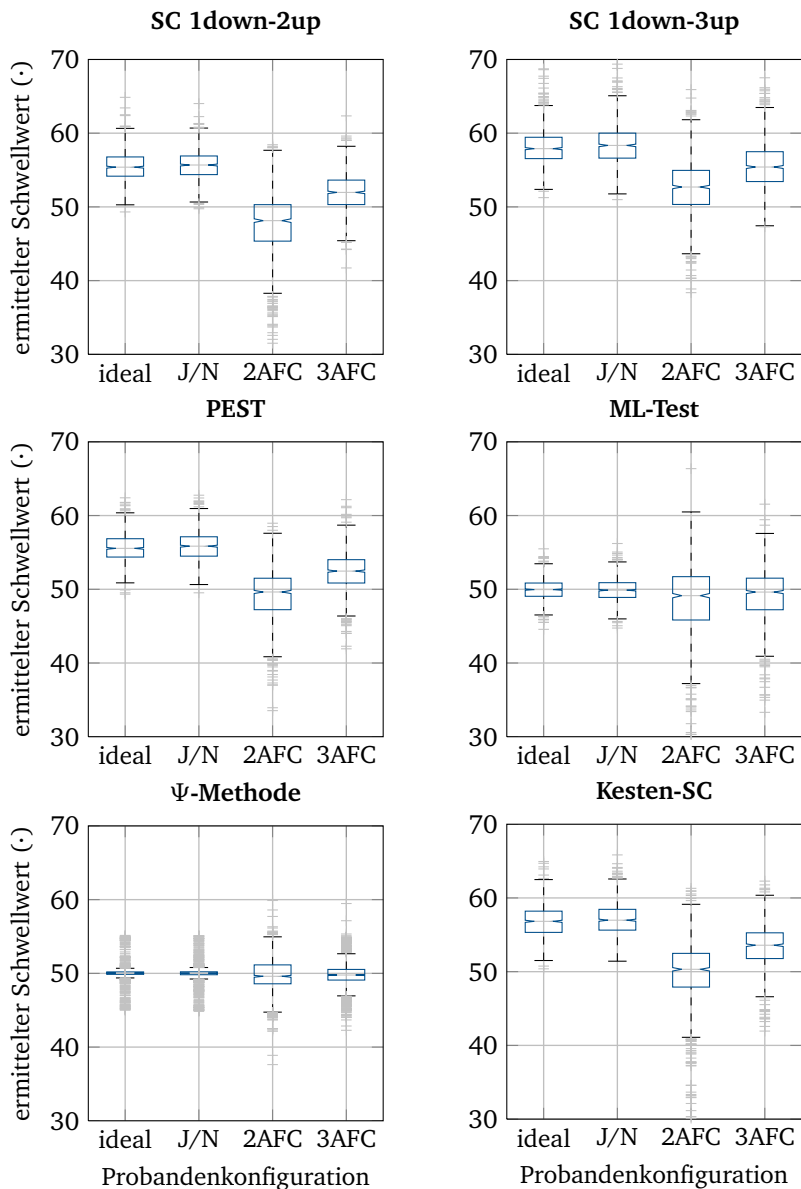
---

zusätzlich betrachteten Methoden  $\Psi$  und *Kesten-Staircase* ebenfalls sehr schnell konvergieren und schon bei sehr wenigen Trials in die Nähe der Probandenabweichung kommen.

Aus der Simulation lässt sich weiterhin eine geringere Abweichung bei Ja/Nein-Paradigmen im Vergleich zu xAFC bzw. xIFC-Paradigmen ableiten. Ein Einfluss könnten hier die größeren Anteile von falsch-positiven Antworten haben, die eine durch die Modellierung der Forced-Choice-Paradigmen mit einer angepassten Guess Rate entstehen. Zur weiteren Untersuchung werden nun die ermittelten Schwellwerte aller Methoden für einen idealen Probanden (keine Streuung der Parameter der psychometrischen Funktion) und Ja/Nein-, 2AFC- und 3AFC-Paradigmen für die Versuche mit einer Trial-Anzahl von  $n_{\text{Trial}} = 80$  näher betrachtet. Abbildung 5.5 zeigt die Schwellwerte in Form eines Boxplots, der mehr Informationen über die Verteilung der Simulationswerte enthält als eine Angabe von Mittelwert und Standardabweichung. Diese Darstellung wäre aufgrund der testbaren Normalverteilung der Messwerte aber auch möglich gewesen.

Dargestellt ist ein Boxplot der 1000 Schwellwerte, die für jede Methode und vier Antwortparadigmen (idealer Proband mit J/N-Paradigma, Proband mit oben beschriebener Streuung und J/N-Paradigma und Probanden mit 2AFC- und 3AFC-Paradigmen) durch die Simulation ermittelt worden sind. Die Ergebnisdarstellung enthält den Median (horizontale Linie), den Interquartilsabstand (IQR, geschlossene Box, die die Werte zwischen dem 0,25- und dem 0,75-Quantil umfasst), die Spannweite der Schwellwerte (gestrichelte Linie) und Ausreißerdatenpunkte (Werte mit mehr als  $1,5 \cdot \text{IQR}$  Abstand vom 0,25- oder 0,75-Quantil). Die Einkerbungen erlauben den Vergleich der Mediane, überlappen sich die Einkerbungen nicht, sind die Mediane signifikant unterschiedlich ( $\alpha = 0,05$ ). Die Werte müssen mit den in Tabelle 5.2 angegebenen Konvergenzniveaus verglichen werden.

Zur Interpretation der Genauigkeit müssen die Konvergenzniveaus aus Tabelle 5.2 herangezogen werden. Für den idealen Probanden gelten die gleichen Werte wie für das J/N-Paradigma. Es wird deutlich, dass die  $\Psi$ -Methode eindeutig die höchste Genauigkeit im Sinne einer kleinen Abweichung über alle 1000 simulierten Schwellwerte erzielt. Auch die drei Staircase-Methoden konvergieren an den vorhergesehenen Schwellwerten, wobei die Streuungen bei der Verlaufsregel *1down-2up* etwas kleiner sind und weniger Ausreißer zu verzeichnen sind als bei der Kesten-Variante und der Verlaufsregel *1down-3up*. Die *ML-Test*-Methode konvergiert ebenfalls am vorher berechneten Wert, weist aber gerade bei Forced-Choice-Antwortparadigmen mit die höchste Datenspannweite auf. Die *PEST*-Methode konvergiert zu deutlich anderen Werten als die nach OTTO berechneten Konvergenzniveaus [275].



**Abb. 5.5:** Ermittelte Schwellwerte in Abhängigkeit des gewählten Paradigmas. Beschreibung siehe Text.

Bei allen Methoden führt die Streuung der Parameter der psychometrischen Funktion des Probanden auch zu größeren Streuungen der Schwellwerte. Dies ist direkt im Vergleich der Probandenkonfiguration *ideal* mit  $J/N$  abzulesen. Die Streuung beim 2AFC-Paradigma ist bei allen Methoden am größten, was auf die hohe Ratewahrscheinlichkeit zurückzuführen ist. Das 3AFC-Paradigma liegt bei allen Methoden zwischen diesen beiden Werten. Hierbei ist zu beachten, dass die Simulation den Effekt eines variierenden Entscheidungskriteriums nicht abbilden kann, sondern immer das in Gl. (5.8) angegebene Kriterium verwendet wird. Der Einfluss sich ändernder Entscheidungskriterien bei  $J/N$ -Paradigmen wird in der Simulation also nicht berücksichtigt und muss daher in die Bewertung einbezogen werden.

Die Auswertung der Simulation zeigt also Effekte, die nicht alleine durch Berücksichtigung der empirischen Streuung  $s$  beschrieben werden können. Aus diesem Grund wird die Bewertungsbasis erweitert und die in Tabelle 5.3 angegebenen Skalierung verwendet.

**Tab. 5.3:** Bewertung der Genauigkeit der simulierten Methoden

Wertung	Beschreibung	Methoden
3	Sehr genaue Einschätzung des Schwellwerts mit geringer Paradigmen-Abhängigkeit	$\Psi$ -Methode
2	Genaue Einschätzung des Schwellwerts	SC-Methoden mit 3AFC-Paradigma
1	Genaue Einschätzung des Schwellwerts, aber hohe Streuung durch Paradigma oder Abhängigkeit von Probandenkriterium	SC-Methoden mit 2AFC- und $J/N$ -Paradigmen, ML-Test
0	Falsche Einschätzung des Schwellwerts	PEST

## Robustheit

Zur Bestimmung der Robustheit der Methode werden fünf Probandenmodelle definiert, die verschiedene systematische Fehler aufweisen. Für jeden Probanden wird der Bias  $b_{\theta_r}$  nach Gl. (5.4) berechnet. Alle Modelle weisen die gleiche Konfiguration wie bei der Simulation von Genauigkeit und Effizienz auf. Darüber hinaus werden folgende Abweichungen definiert:

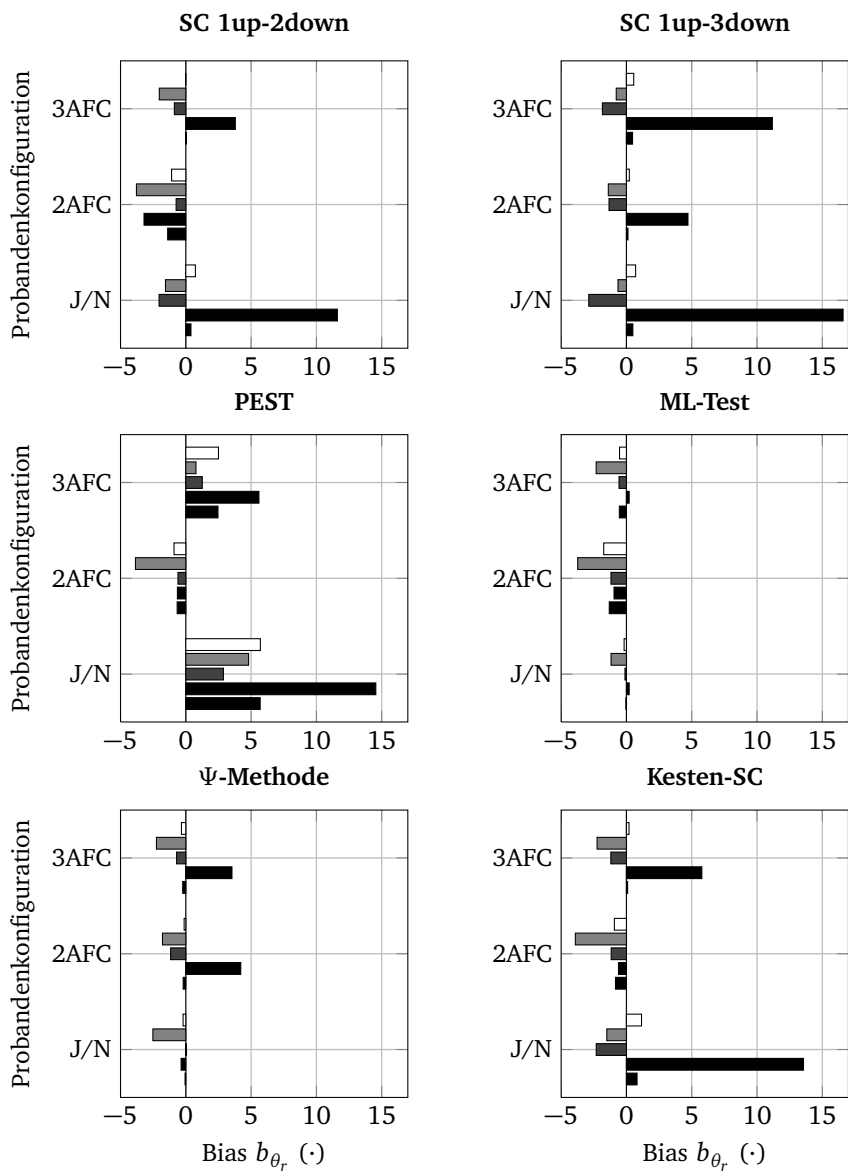
- Modell 0 ohne Streuung und ohne Verschiebung, entspricht dem Fall „ideal“ in der Simulation von Genauigkeit und Effizienz
- Modell A mit hoher Streuung des Schwellwerts (Standardabweichung von 20 %), z.B. ein generell sehr unaufmerksamer oder abgelenkter Proband
- Modell B mit sehr flacher Steigung der Empfindlichkeit ( $c_\sigma = 25$ ), entspricht einer liberalen Beurteilung der Reize, z.B. nach Alkoholkonsum [118]
- Modell C mit schneller Verschiebung des Schwellwerts (Veränderung von  $c_\theta$  um + 15 % in 25 Trials), z.B. durch Adaptation an die dargebotenen Reize
- Modell D mit langsamer Verschiebung der Streuung (Veränderung von  $c_\sigma$  um + 15 % in 40 Trials), z.B. durch zunehmende Unkonzentriertheit

Für die Probandenmodelle 0, A, B und D gelten die Konvergenzniveaus aus Tabelle 5.2. Für Proband C wird als wahrer Schwellwert  $\theta_{\text{true}}$  der verschobene Schwellwert  $c_\theta = 57,5$  angesehen. Damit ergeben sich abweichende Konvergenzniveaus, die bei der Berechnung des Bias berücksichtigt werden müssen.

Abbildung 5.6 zeigt den ermittelten Bias in Stimuluseinheiten. Angegeben ist der ermittelte Bias aus  $n_r = 1000$  simulierten Versuchsrunden. Die Aufschlüsselung erfolgt für jede Methode nach Antwortparadigma (Ordinate) und Probandenmodell (Balkenfarbe, Modell 0 - schwarz bis Modell D - weiß). Ist der Bias positiv, ist der Durchschnitt der ermittelten Schwellwerte größer als der wahre Schwellwert, die Methode überschätzt diesen Parameter der psychometrischen Funktion.

Die Staircase-Methoden weisen insbesondere einen hohen Bias bei Probandenmodell A mit hoher Streuung auf. Die PEST-Methode überschätzt den Schwellwert bei allen Probandenmodellen, wenn ein J/N-Paradigma verwendet wird. Die ML-Test-Methode unterschätzt die meisten Schwellwerte, unabhängig von Probandenmodell und Paradigma. Die  $\Psi$ -Methode unterschätzt das Probandenmodell C mit schneller Verschiebung des Schwellwerts, und überschätzt stark streuende Schwellwerte bei Forced-Choice-Paradigmen. Auch die Kesten-Staircase ist meist nicht in der Lage, Parameter von psychometrischen Funktionen mit hoher Streuung des Schwellwerts biasfrei zu ermitteln.

Zur Bewertung werden die Beträge der ermittelten Bias-Werte für alle Probanden für jede Methoden-Paradigma-Kombination gemittelt und prozentual auf den wahren Mittelwert bezogen. Die sich daraus ergebende Bewertung zeigt Tabelle 5.4.



**Abb. 5.6:** Ermittelter Bias in Abhängigkeit der Probandenmodelle 0 - D und dem Antwortparadigma. Beschreibung siehe Text.



**Tab. 5.4:** Bewertung der Robustheit der simulierten Methoden anhand des Bias nach Gl. (5.4)

Wertung	Bias $b_{\theta_r}$	Methoden
3	$b_{\theta_r} < 2\%$	$\Psi$ mit J/N-Paradima, ML-Test mit J/N und 3AFC-Paradigma
2	$2\% \leq b_{\theta_r} < 5\%$	$\Psi$ -Methode und Kesten-SC mit Forced-Choice-Paradigmen, PEST und ML-Test mit 2AFC-Paradigma, SC 1up-2down mit Forced-Choice-Paradigmen, SC 1up3-down mit 2AFC
1	$5\% \leq b_{\theta_r} < 10\%$	PEST und SC 1up-3down mit 3AFC, Staircase und Kesten-SC mit J/N-Paradigma
0	$10\% \leq b_{\theta_r}$	PEST mit J/N-Paradigma

## Effizienz

Zur Bewertung der Effizienz wird der Sweat-Factor nach Gl. (5.5) herangezogen. Für alle Methoden werden wiederum 1000 Runs mit jeweils maximal 80 Trials simuliert, allerdings werden auch die dynamische Abbruchkriterien der Methoden berücksichtigt. Diese sind 16 Richtungsumkehrungen bei den Staircase-Methoden (wovon zwölf bei der Berechnung des Schwellwerts berücksichtigt werden), eine minimale Schrittweite von 0,125 Stimuluseinheiten bei der PEST-Methode, ein Stopradius von 0,3 bei ML-Test, 24 Umkehrungen bei Kesten-SC (wovon 20 bei der Schwellwertberechnung berücksichtigt werden) und eine abweichende Beschränkung auf 48 Trials bei der  $\Psi$ -Methode aufgrund der hohen Genauigkeit. Die Sweat-Faktoren  $K_{\text{Trial}}$  werden für jedes Verfahren über 1000 Runs gemittelt und miteinander verglichen. Tabelle 5.5 zeigt die Ergebnisse der Bewertung anhand dieses Kriteriums.

Wie aufgrund der vorherigen Simulation zur Genauigkeit zu erwarten ist, haben J/N-Paradigmen aufgrund der geringeren Streuung auch einen geringeren Sweat-Faktor. Prinzipbedingt ist die Staircase-Methode mit dem Verlaufskriterium *1down-2up* ebenfalls effizienter, da pro Richtungsumkehr, die für den dynamischen Abbruch der Methode maßgeblich ist, weniger Trials benötigt werden als bei einem Verlaufskriterium *1up-3down*. Interessant ist die starke Abhängigkeit der Kesten-Staircase vom Antwort-Paradigma. Für ein J/N-Paradigma werden einige der geringsten, für Forced-Choice-Paradigmen mit die größten Werte des Sweat-Faktors ermittelt.



**Tab. 5.5:** Bewertung der Effizienz der simulierten Methoden anhand des Sweat-Faktors nach Gl. (5.5)

Wertung	Sweat-Faktor $K_{\text{Trial}}$	Methoden
3	$K_{\text{Trial}} < 300$	ML-Test, PEST, $\Psi$ -Methode und Kesten-SC mit J/N-Paradigma
2	$300 \leq K_{\text{Trial}} < 600$	$\Psi$ -Methode mit Forced-Choice-Paradigmen, Staircase-Methoden mit J/N-Paradigma, PEST mit 2AFC-Paradigma
1	$600 \leq K_{\text{Trial}} < 900$	ML-Test mit 3AFC, PEST mit 2AFC und Staircase-Methoden mit 2AFC-Paradigma
0	$900 \leq K_{\text{Trial}}$	Staircase-Methoden und ML-Test mit 2AFC, Kesten-SC mit Forced-Choice-Paradigmen

### 5.3.4 Bewertung

Zur Auswahl eines Messverfahrens werden die in den vorhergehenden Abschnitten ermittelten Bewertungen gewichtet und zusammengeführt. Die Gewichtungen werden mit Hilfe eines Paarvergleichs ermittelt [66] und sind in Tabelle 5.6 zusammen mit der Bewertung angegeben. Die Performanzkriterien gehen deutlich stärker in die Bewertung ein als die Kriterien zu den theoretischen Grundlagen und zur Verbreitung der Methode. Es ist zu beachten, dass die Gewichtung vor dem Hintergrund des im Abschnitt 3.4.2 beschriebenen Forschungsbedarfs erfolgt. Insbesondere wird bei den Bewertungskriterien keine Unterscheidung zwischen Verfahren getroffen, die die gesamte psychometrische Funktion ermitteln und Verfahren, die dies nur an einzelnen Punkten tun.

### 5.3.5 Entscheidung für ein Messverfahren

Aus den Ergebnissen der ersten Simulation wurde eine *1up-2down*-Staircase mit einem 3AFC-Antwortparadigma ausgewählt. Diese zeigt sich gegenüber einer *1up-3down*-Staircase mit gleichem Antwortparadigma robuster und effizienter. Etwas

**Tab. 5.6:** Gesamtbewertung der psychometrischen Verfahren

Die Tabelle zeigt die Wertungsstufen aus den vorhergehenden Abschnitten für jede Methode-Paradigma-Kombination und das gewichtete Gesamtergebnis. Berücksichtigt werden zwei Adaptive-Staircase-Methoden mit den Verlaufsregeln 1down-2up und 1down-3up, die heuristischen Methoden PEST und Kesten-Staircase sowie die modellbasierten Methoden ML-Test und die  $\Psi$ -Methode, alle kombiniert mit einem einfachen Ja/Nein-Antwortparadigma und 2- und 3-Alternative-Forced-Choice-Paradigmen (2AFC, 3AFC).

Methode Paradigma	Gewichtung	SC 1down-2up			SC 1down-3up			PEST		
		J/N	2AFC	3AFC	J/N	2AFC	3AFC	J/N	2AFC	3AFC
Genauigkeit	32%	1	1	2	1	1	2	0	0	0
Robustheit $b_{\theta_r}$	28%	1	2	2	1	2	1	0	2	1
Effizienz $K_{\text{Trial}}$	24%	2	0	1	2	0	1	3	1	2
Annahmen	8%	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Verbreitung	8%	2	2	3	2	2	3	1	1	1
<b>Bewertungsergebnis</b>		<b>1,4</b>	<b>1,2</b>	<b>1,84</b>	<b>1,4</b>	<b>1,2</b>	<b>1,56</b>	<b>0,96</b>	<b>1,04</b>	<b>1</b>
<b>Methodenmittel</b>		<b>1,48</b>			<b>1,39</b>			<b>1,00</b>		
		ML-TEST			Kesten-SC			$\Psi$ -Methode		
		J/N	2AFC	3AFC	J/N	2AFC	3AFC	J/N	2AFC	3AFC
Genauigkeit $s$	32%	1	1	1	1	1	2	3	3	3
Robustheit $b_{\theta_r}$	28%	3	2	3	1	2	2	3	2	2
Effizienz $K_{\text{Trial}}$	24%	3	0	1	3	0	0	3	2	2
Annahmen	8%	1	1	1	3	3	3	1	1	1
Verbreitung	8%	1	1	1	0	0	0	1	1	1
<b>Bewertungsergebnis</b>		<b>2,04</b>	<b>1,04</b>	<b>1,56</b>	<b>1,56</b>	<b>1,12</b>	<b>1,44</b>	<b>2,68</b>	<b>2,16</b>	<b>2,16</b>
<b>Methodenmittel</b>		<b>1,55</b>			<b>1,37</b>			<b>2,33</b>		

---

besser bewertet wird die *ML-Test-Methode* mit einem *J/N-Paradigma*, die robuster und effizienter als die *Staircase-Methode* ist, aber eine geringere Genauigkeit aufweist. Weitere, hier nicht dargestellte, Simulationen mit unterschiedlichen Parameterkonfigurationen der *ML-Test-Methode* zeigen keine Möglichkeiten, die Genauigkeit gegenüber der *1up2down-Staircase* zu verbessern. Aus diesem Grund wird die Verwendung der *ML-Test-Methode* trotz des Vorteils der Bestimmung der gesamten psychometrischen Funktion verworfen.

Aus der zweiten Simulation, die auch die *Kesten-Staircase* und die  $\Psi$ -Methode berücksichtigt, ergibt sich, dass die  $\Psi$ -Methode die besten Bewertungen erzielt. Dies entspricht auch gängigen Literaturmeinungen, die diese Methode als die „vermutlich beste Methode zur Ermittlung von Schwellwert und Steigungsparameter“ bezeichnen [215, S. 1437]. Dies sollte in zukünftigen Studien (siehe Kapitel 8) berücksichtigt und praktisch überprüft werden.

---

### 5.3.6 Fazit zur Simulationsmethodik

---

Das im Rahmen dieser Arbeit verwendete Rahmenwerk ist für die Simulation unterschiedlicher psychometrischer Verfahren nutzbar und durch den modularen Aufbau einfach erweiterbar. Neben den hier verwendeten Kriterien sind auch andere wie z.B. die nötige Rechenzeit einzelner Methoden und andere Gewichtungen für die Bewertung möglich.

Möglichkeiten zur Weiterentwicklung des Rahmenwerks bestehen in der Integration von *Unforced-Choice-Antwortparadigmen* [191], die auch eine undefinierte Antwort zulassen. Dies ist durch eine Anpassung von Gl. (5.8) und der Anpassung des Probandenmodells zu erreichen. Darüber hinaus könnte eine vollständige Integration der *Signal Detection Theory* in das Framework weitere Möglichkeiten zur Evaluation von psychometrischen Verfahren eröffnen. Die hier implementierte Behandlung von *Forced-Choice-Paradigmen* in der psychometrischen Funktion umgeht einige Konzepte wie die *detectability*  $d'$  und das Entscheidungskriterium  $c_\lambda$ , deren Berücksichtigung zu neuen Erkenntnissen und zu einer Erhöhung der Effizienz führen könnten.

---

## 5.4 Ausgestaltung des genutzten Messverfahrens

---

In diesem Abschnitt werden die einzelnen Parameter des gewählten Messverfahrens sowie die zu berücksichtigenden Einflussparameter für die geplanten Versuche genauer bestimmt und die Auswahl- und Messmechanismen dargelegt.

## 5.4.1 Konfiguration von Methode und Paradigma

Die Konfiguration der Einstellparameter der ausgewählten *1up-2down*-Staircase wird in weiteren Simulationen und in einer Vorstudie untersucht. Ziel ist ein Parametersatz, der zu möglichst kurzen Versuchszeiten und hoher Genauigkeit führt. Tabelle 5.7 und 5.8 zeigt die Konfiguration der Messmethoden für die Untersuchung absoluter und differentieller Kraftwahrnehmungsschwellen.

**Tab. 5.7:** Parameter der Messmethode zur Schwellwertermittlung

Parameter	Wert
<i>Startwertdefinition</i>	Pre-Test mit absteigender Limitmethode für jeden Probanden
<i>Schrittweite</i>	4 Reversals mit 3 dB Schrittweite, <i>anschließend</i> 8 Reversals mit 1 dB Schrittweite
<i>Abbruchkriterium</i>	12 Reversals insgesamt <i>oder</i> maximal 120 Trials pro Run
<i>Kennwertberechnung</i>	Mittelwert der Stimuli an den letzten 8 Reversals

**Tab. 5.8:** Parameter der Messmethode zur Ermittlung der  $\hookrightarrow$  JND

Parameter	Wert
<i>Startwertdefinition</i>	Vorher ermittelte Schwellwerte <i>oder</i> absolute Werte (0,25 N, 0,5 N)
<i>Schrittweite</i>	4 Reversals mit 3 dB Schrittweite, <i>anschließend</i> 8 Reversals mit 1 dB Schrittweite
<i>Abbruchkriterium</i>	12 Reversals insgesamt <i>oder</i> maximal 120 Trials pro Run
<i>Kennwertberechnung</i>	Mittelwert der Reizdifferenzen an den letzten 8 Reversals

Als Antwortparadigma wird mit den Ergebnissen der Simulation ein 3AFC-Paradigma festgelegt. Dies ist für die Schwellwertbestimmung nicht, für die Bestimmung differentieller Wahrnehmungsschwellen nur eingeschränkt umsetzbar, so dass ein

---

3IFC-Paradigma mit drei zeitlich nacheinander angeordneten Stimulusintervallen ausgewählt wird. Zur Indikation der Intervalle und zur Eingabe der Antworten des Probanden wird eine Bedienkonsole entworfen, die dies mit Hilfe von 3 LED-Anzeigen und 3 Tastern ermöglicht.

Am Ende jedes Runs wird eine visuelle Inspektion des Trialverlaufs durch den Versuchsleiter vorgesehen. Zeigt dieser keine Konvergenz gegen einen Schwellwert, besteht die Option des Versuchsleiters, diesen Run erneut vom Probanden durchführen zu lassen.

---

## 5.4.2 Untersuchte Einflussparameter

---

Abschnitt 2.6 beschreibt die bekannten Einflussparameter auf die haptische Wahrnehmung. Für die im folgenden beschriebenen Studien werden dabei die Parameter *Umgebungstemperatur*, *Alter* und die *Größe der Fingerspitzen* berücksichtigt. Die Umgebungstemperatur und das Alter werden dabei eingeschränkt, d.h. die Umgebungstemperatur wird für alle Versuche gleich bzw. definiert eingestellt und die Probanden u.a. anhand des Alters ausgewählt. Dies geschieht zum einen durch gezieltes Ansprechen geeigneter Altersgruppen oder durch eine Vorauswahl anhand einer Selbstauskunft der Probanden.

Die Größe der Fingerspitzen dient nicht als direktes Auswahlkriterium für Probanden. Da eine starke Korrelation zwischen Fingerspitzengröße und Geschlecht bekannt ist, werden Probandengruppen möglichst paritätisch besetzt. Auch dies geschieht über eine Vorauswahl. Der für die Versuche genutzte Finger des Probanden wird dann fotografiert und die Größe des ersten Fingerglieds durch Bildverarbeitungssoftware (*ImageJ*, *National Institutes of Health, USA*) bestimmt [90, 283]. Für die anschließende Auswertung der Daten werden die ermittelten Größen in vier Intervalle mit Breiten von  $100\text{ mm}^2$  definiert und die metrische Messgröße damit ordinal skaliert. Dieses Verfahren ist gegenüber anderen vorgestellten Verfahren (Siehe insbesondere [170, 171], wo die Hand des Probanden mit Farbe versehen wird und die Größe der Kontaktfläche über die Fläche des Farbabdrucks auf einem zwischen Hand und Kontaktgebiet liegendem Papier bestimmt wird) einfacher durchzuführen und für die Bestimmung der Kontaktfläche bei Fingerspitzen in Verbindung mit der ordinalen Skalierung ausreichend genau.

Die nötigen Angaben für die Auswertung werden in einem Fragebogen abgefragt, der von jedem Probanden ausgefüllt werden muss. Neben den oben beschriebenen, kontrollierten Einflussparametern, werden hier weitere Einflussparameter abgefragt. Von diesen wird insbesondere die Quantität feinmotorischer Aufgaben als

---

weiterer Einflussparameter untersucht und teilweise auch im Rahmen einer Vorauswahl abgefragt. Im Rahmen des Fragebogens wird ebenfalls das Einverständnis der Probanden zur Speicherung und Nutzung der angegebenen Daten eingeholt. Der Fragebogen und das dazugehörige Datenschutzkonzept wird vorab mit dem Datenschutzbeauftragten der Technischen Universität Darmstadt besprochen und für nutzbar befunden.

---

#### 5.4.3 Datenauswertung

---

Für die statistische Auswertung der Daten und die Einflussparameter kann aufgrund der zu erwartenden Datenstruktur und der betrachteten Einflussparameter ein Ablauf zur statistischen Datenauswertung festgelegt werden. Nach der Bestimmung der psychophysikalischen Kennwerte, die durch die Berechnungsvorschriften des verwendeten Verfahrens festgelegt ist, können die Daten weitergehend analysiert werden. Zur Zusammenstellung einfach nutzbarer Kennwerte muss zuerst eine Analyse der Verteilung der Messwerte durchgeführt werden, um geeignete Lageparameter ( $\hookrightarrow$  Median, arithmetischer Mittelwert,  $\hookrightarrow$  Quantil etc.) zu identifizieren.

Anschließend können die Einflussparameter analysiert werden. Neben den in Abschnitt 2.6 angegebenen muss auch die Anregungsfrequenz sowie der Proband als möglicher Einflussparameter auf die Ergebnisse der Untersuchung betrachtet werden. Ziel der statistischen Analyse ist dabei, zum einen eine Aussage zu treffen, ob ein vermuteter Einflussparameter einen Einfluss auf die ermittelten Kennwerte hat und zum anderen diesen Einfluss zu quantifizieren. Hierzu bietet sich für die hier vorliegende Konstellation von metrisch skalierten abhängigen Variablen (Schwellwerte) und nominal bzw. ordinal skalierten unabhängigen Variablen (indizierte Fingerspitzenlänge, Probanden, Frequenz etc.) die Methode der Varianzanalyse (auch  $\hookrightarrow$  Analysis of Variance (ANOVA)) an [12, Kap. 3]. Je nach Anzahl der unabhängigen Variablen spricht man von einfaktorieller (1-ANOVA), zweifaktorieller (2-ANOVA) oder mehrfaktorieller Varianzanalyse (N-ANOVA)

Bei der Varianzanalyse werden den abhängigen Variablen die entsprechenden Werte der unabhängigen Variablen bei Datenerfassung zugeordnet und so ein Datensatz gebildet. Die Varianzanalyse prüft nun, ob die Mittelwerte der abhängigen Variablen, die bei identischer Ausprägung einer unabhängigen Variablen gemessen wurden, sich signifikant von den Mittelwerten bei anderer Ausprägung der unabhängigen Variablen unterscheiden bzw. ob die Abweichung nicht durch die Streuung der Mittelwerte erklärt werden kann (Nullhypothese). Dies geschieht durch Anwendung eines F-Tests. Die berechnete Testgröße  $F_{\text{emp}}$  wird nun mit tabellierten Werten  $F$  zu

---

einem vorher definierten Signifikanzniveau  $\alpha$  (im Rahmen dieser Arbeit wird  $\alpha = 0,05$  angenommen) verglichen. Ist sie größer, kann die Nullhypothese abgelehnt werden, es besteht also ein signifikanter Zusammenhang der abhängigen Variablen von der Ausprägung der unabhängigen Variablen.

Als Kenngrößen werden dabei immer der Testwert  $F_{\text{emp}}$  und die dazugehörige Signifikanz  $p$  angegeben. Diese kann anschaulich als die Wahrscheinlichkeit angesehen werden, dass das beobachtete Verhalten zufällig auftritt. Es ist zu beachten, dass eine Signifikanz nur bei unabhängigen Variablen an sich angenommen werden darf, wenn diese nicht in signifikanten  $\rightarrow$  Wechselwirkung (WW) mehrerer Variablen involviert sind. Zur genauen Rechenvorschrift zur ein- und mehrdimensionalen Varianzanalyse sei an dieser auf die entsprechende Literatur zur Statistik verwiesen [12, 195]. Zur Anwendung der Varianzanalyse müssen einige Bedingungen erfüllt sein. Diese sind nach [9]

- *Normalverteilung* der Stichprobe der abhängigen Variablen, z.B. testbar mit einem *Kolmogorov-Smirnov-Test*.
- *Varianzhomogenität*, die Varianzen der verschiedenen, durch die unabhängigen Variablen festgelegten Gruppen müssen ähnlich sein. Dies ist z.B. testbar mit einem *F Max Test* oder *Levene's Test*.
- *Sphärizität*, die Korrelationen zwischen den den Varianzen der einzelnen Faktorstufen müssen ebenfalls homogen sein. Diese Voraussetzung lässt sich z.B. durch den *Mauchly-Test* sicherstellen, ist aber nur für Versuche mit Messwiederholungen und mehr als drei Bedingungen relevant. Dies ist in allen im folgenden dargestellten Experimenten nicht gegeben.

Generell ist die Varianzanalyse bzw. der zugrundeliegende F-Test als recht robust anzusehen, so dass sie teilweise auch bei Verletzungen der Bedingungen angewendet werden kann. Für manche Verletzungen können dabei die Ergebnisse der Analyse durch nachgelagerte Korrekturen angepasst werden.

## Analysesoftware

Als Auswertungssoftware stehen die Softwarepakete *MATLAB* (*The Mathworks, Natick, MA, USA*) und *SPSS* (*IBM Corp., Armonk, NY, USA*) zur Verfügung. *MATLAB* als numerische Berechnungssoftware ist dabei universeller einsetzbar, weil alle benötigten statistischen Funktionen auch einzeln ausgeführt werden können, während *SPSS* als dezidierte Statistikapplikation viele Algorithmen und Tests in einer grafischen Benutzeroberfläche integriert. Dabei werden aber im Gegensatz zu *MATLAB*



---

auch Abhängigkeiten einzelner Analyseschritte implementiert. Im Verlauf dieser Arbeit wurde daher MATLAB für die direkte Untersuchung der einzelnen Versuchsreihen mit einigen Einschränkungen in Bezug auf die oben angegebenen Bedingungen genutzt. Diese Ergebnisse erscheinen dabei in den Veröffentlichungen [137, 141, 142]. Der folgenden Darstellung liegt eine statistisch vollständigere Analyse mit SPSS als Basis für die dargestellten Ergebnisse zu Grunde.

### Zugrunde liegende Modellierung

Für die Varianzanalyse mit SPSS können weitere Randbedingungen festgelegt werden. In Anbetracht der vorliegenden Daten und Bedingungen wird - wo möglich - ein lineares Modell mit einem konstanten Term zugrunde gelegt. Im Modell sind weiterhin die durch die unabhängigen Variablen erklärbaren Abweichungen sowie der nicht erklärbare Fehlerteil enthalten. Die Funktion des konstanten Terms kann dabei anschaulich dadurch erklärt werden, dass das neuronale Verarbeitungssystem eine Mindestmenge an Energie benötigt, um überhaupt einen Reiz wahrzunehmen. Diese ist unabhängig von den Randbedingungen und den Versuchsparametern.

### Quantifizierung von Einflussgrößen

Die oben beschriebene Kenngröße Signifikanz sagt etwas über die Qualität des Einflusses einer unabhängigen Variable aus, allerdings lässt sich aus Testgröße und Signifikanzniveau nicht direkt eine Aussage über die Größe dieses Einflusses treffen. Generell zeigt das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  des angenommenen Modells, wie gut die vorliegenden Datenvariationen durch das Modell erklärt werden. Darüber hinaus kann über zusätzliche Kenngrößen auch der Einfluss einzelner unabhängiger Variablen bestimmt werden.

Werden mehr als eine unabhängige Variable in der Auswertung untersucht, lässt sich die Größe des Einflusses einer einzelnen unabhängigen Variablen mit Hilfe der Kenngröße *partielles Eta*<sup>2</sup> ( $\eta_i^2$ ) beschreiben. Nach BACKHAUS beschreibt der Wert von  $\eta_i^2$  den Anteil der Gesamtabweichung, die durch die unabhängige Variable mit dem Index  $i$  erklärt werden kann [12, Teil II, Kap. 3]. Der Kennwert berechnet sich nach Gl. (5.10) mit den zur unabhängigen Variablen  $i$  gehörigen Freiheitsgraden  $df_i$  und der Teststatistik  $F_i$  zu

$$\eta_i^2 = \frac{df_i \cdot F_i}{df_i \cdot F_i + df_{\text{Fehler}}} \quad (5.10)$$

mit  $df_{\text{Fehler}}$  als zugehörigen Freiheitsgrad der Fehlerterme der Analyse.

---

## 6 Messergebnisse und Ableitung der Wahrnehmungskennwerte

---

### 6.1 Untersuchung von Kraftwahrnehmungsschwellen

---

Im Rahmen dieser Arbeit werden die absolute und die differentielle Wahrnehmungsschwelle für dynamische Kräfte untersucht. Die Versuche und Ergebnisse werden im Folgenden dargestellt.

---

#### 6.1.1 Absolute Kraftwahrnehmungsschwelle

---

Wie in den vorherigen Kapiteln dargestellt, beschreibt die absolute Wahrnehmungsschwelle die minimal nötige Intensität eines über die in die Haut eingekoppelte Kraft definierten Stimulus, die zur bewussten Wahrnehmung des Stimulus durch den Nutzer nötig ist. Für den Entwurf haptischer Systeme ist diese Wahrnehmungsschwelle die Grenze zur Definition der nötigen Auflösung und der erträglichen Eigenstörungen des Systems, insbesondere für impedanzbasierte Systeme.

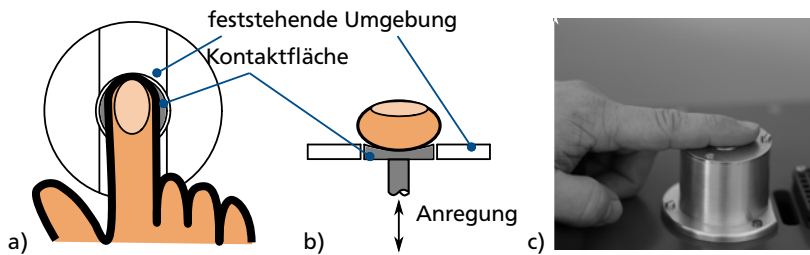
In der Literatur sind nur wenige Studien zu finden, die auf kraftdefinierten Stimuli beruhen. Basierend auf den ersten Studien von WEBER zur Gewichtswahrnehmung existieren weitere Studien zur Gewichts- und Kraftwahrnehmung, insbesondere von JONES [187, 188, 181], aber auch anderen Forschungsgruppen [278, 279, 336]. Diese Studien sind aufgrund der verwendeten Apparaturen und der untersuchten Frequenzbereiche primär der kinästhetischen Wahrnehmungsforschung zuzuordnen. Im Bereich der taktilen Wahrnehmung untersuchen THORNBURY UND MISTRETTA statische Wahrnehmungsschwellen [342], ABBINK UND VAN DER HELM die Reaktion auf niederfrequente Reize ( $< 1\text{Hz}$ ) [2]. Weitere Untersuchungen mit kraftdefinierten Stimuli höherer Frequenz sind nicht bekannt. ISRAR ET AL. geben für zwei Griffsituationen, das Halten einer Kugel und eines  $\leftrightarrow$  Stylus, Kraftwahrnehmungsschwellen an, berechnen diese allerdings aus auslenkungsbasierten Stimuli und der mechanischen Impedanz [170, 171].

Ausgehend von diesen Daten wird die Untersuchung so entworfen, dass die Kraftwahrnehmungsschwelle im taktilen Bereich untersucht wird. Dazu werden Schwellwerte an neun Anregungsfrequenzen (5, 10, 20, 40, 80, 160, 320, 500 und 1000 Hertz) untersucht. Die Auswahl der Frequenzen erfolgt mit dem Ziel, eine Gleichverteilung im logarithmischen Maßstab zu erreichen, die Anzahl der untersuchten Frequenzen minimal zu halten und mindestens zwei Frequenzen im sensitiven Bereich jedes der vier bekannten Rezeptortypen (siehe Abschnitt 2.3) anzuregen.

Als psychometrisches Verfahren wird die im vorhergehenden Kapitel ausgewählte *1up-2down-Staircase* (siehe Tabelle 5.7) verwendet. Das Verfahren kontrolliert die Amplitude der dem Probanden dargebotenen, sinusförmigen Kräfte. Diese werden für die Dauer von einer Sekunde dargeboten. Um spürbare Störungen zu vermeiden, wird der Stimulus durch trapezförmige Fensterfunktion im Zeitbereich mit steigenden und fallenden Rampen von 100 ms Dauer überlagert und vor jeder Darbietung eine Offsetkompensation der statischen Kraft durchgeführt.

Als Untersuchungsort wird die Fingerkuppe des Zeigefingers festgelegt. Dieses Hautareal weist eine hohe Empfindlichkeit auf und ist für eine Vielzahl von Anwendungen als Interaktionsort relevant. Zur Einkopplung wird eine runde, konkave Kontaktfläche mit einem Durchmesser von 19 mm verwendet. Dies entspricht in etwa der Größe des rezeptiven Felds des PC-Kanals, so dass dieser sicher angesprochen werden kann. Der Aufbau entspricht außerdem denjenigen von GESCHIEDER ET AL. [98] und erlaubt eine mögliche Vergleichbarkeit der Ergebnisse. Die Kontaktfläche ist von einer starren Fläche umgeben (siehe Abb. 6.1). Durch einen definierten Höhenunterschied zwischen starrer Umgebung und der Kontaktfläche und die Nachgiebigkeit der Aufhängung des Stößels wird eine Kontaktkraft von 1 N definiert.

Am Test nehmen insgesamt 27 Probanden im Alter von 21 bis 31 Jahren (Mittelwert 24,8 Jahre, Standardabweichung 2,61 Jahre) teil. Von den Teilnehmenden waren 20 Personen männlich, 7 weiblich. Die Testpersonen werden schriftlich über den Versuchsablauf instruiert. Die Teilnahme wird monetär vergütet, was durch die Unterstützung des Fördervereins des Institut EMK ermöglicht wird. Jeder Proband führt eine verkürzte Versuchsreihe ( $\leftrightarrow$  Run) als Testlauf durch. Anschließend wird zu jeder Frequenz eine Messreihe durchgeführt. Die Reihenfolge der Frequenzen wird dabei zufällig festgelegt.



**Abb. 6.1:** Kontaktsituation zur Messung der absoluten Wahrnehmungsschwelle.

a) schematische Aufsicht, b) schematische Seitenansicht, c) Finger eines Probanden im Versuchsstand. Die Kontaktfläche und umliegende Funktionselemente werden während der Versuchsdurchführung durch eine starre Abdeckung vor dem Probanden verborgen.

---

## Ergebnisse

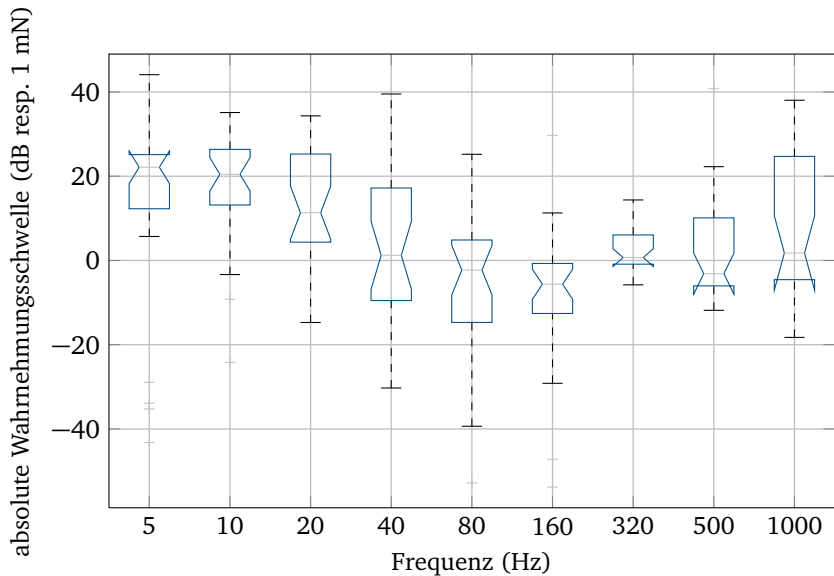
---

Der Versuchsablauf erfolgt nach Instruktion der Probanden vollautomatisiert unter Aufsicht einer instruierten wissenschaftlichen Hilfskraft als Versuchsleitung. Von insgesamt 243 Runs wurden neun wegen offensichtlicher Fehler (fehlende Konvergenz) verworfen und nicht weiter berücksichtigt. Abbildung 6.2 zeigt die ermittelten Kennwerte.

Die hohe Streuung der Werte ist auffällig, wobei psychophysikalische Untersuchungen häufig eine hohe Streuung aufweisen. Die Größenordnung der ermittelten Wahrnehmungsschwelle entspricht denen einer Vorstudie [137], die Mittelwerte für die Frequenzen von 5 bis 700 Hz im Bereich zwischen 5 und 25 dB resp. 1 mN ermittelt. Der Unterschied der Mittelwerte beider Studien ist zu einem kleinen Teil durch eine andere Verlaufsregel (*1up-3down* mit höherem Konvergenzlevel) und zum größeren Teil durch die kleinere Anzahl an Probanden ( $n = 5$ ) in der Vorstudie zu erklären.

## Vergleich mit Ergebnissen anderer Veröffentlichungen

Ein direkter Vergleich ist nur schwer möglich, da keine Daten für die gleiche Griffsituation vorliegen. Im Vergleich zu den oben erwähnten Werten von ISRAR ET AL. [170, 171] sind hier größere Kontaktflächen zu berücksichtigen, die zu geringeren



**Abb. 6.2:** Absolute Kraftwahrnehmungsschwelle auf Basis von Versuchen mit 27 Probanden. Die Ergebnisdarstellung erfolgt als Boxplot, da eine Normalverteilung nicht für alle Frequenzen nachgewiesen werden kann. Dargestellt ist der Median der ermittelten Schwellwerte (horizontale Linie), der Interquartilsabstand (IQR, geschlossene Box, die die Werte zwischen dem 0,25- und dem 0,75-Quantil umfasst), die Spannweite der Daten (gestrichelte Linie) und Ausreißerdatenpunkte (Werte mit mehr als  $1,5 \cdot \text{IQR}$  Abstand vom 0,25- oder 0,75-Quantil). Die Einkerbungen erlauben den Vergleich der Mediane, überlappen sich die Einkerbungen nicht, sind die Mediane signifikant unterschiedlich ( $\alpha = 0,05$ ).

Schwellwerten führen. ISRAR ET AL. berechnen Schwellwerte im Bereich von -20 bis 30 dB resp. 1 mN für Frequenzen von 10 bis 500 Hz. Hierbei fällt die deutlich größere Spanne auf, die ggf. durch negativ wirkende Summationseffekte bei Einwirkung auf verschiedene Finger erklärbar ist. Vergleichbar ist ein Minimum der Wahrnehmungsschwelle im Bereich von 160 Hz und der flache Kurvenverlauf bei niedrigen Frequenzen. Der deutliche Abfall ab ca. 40 Hz ist aus den hier gemessenen Daten nicht ablesbar.

Die Analyse wird mit den in Abschnitt 5.4.3 dargestellten Verfahren durchgeführt. Im Folgenden werden zuerst die Ergebnisse der Analysen dargestellt. Eine Einordnung erfolgt dann am Ende des Kapitels.

### Abhängigkeit von Frequenz und Proband

Die Abhängigkeit der ermittelten Schwellwerte von der untersuchten Frequenz und den Probanden wird in zwei einfaktoriellen Varianzanalysen (1-ANOVA, SPSS-Funktion `ONEWAY`, s. Abschnitt 5.4.3) untersucht. Eine kombinierte Untersuchung mit einer zweifaktoriellen Varianzanalyse (2-ANOVA) ist nicht möglich, weil die resultierenden Gruppen jeweils nur mit einem Wert besetzt sein würden und daher keine Varianz ermittelt werden kann.

In Bezug auf die unabhängige Variable *Frequenz* sind die Messwerte normalverteilt ( $\chi^2$ -Test mit `MATLAB`), die Varianzhomogenität wird allerdings verletzt (signifikanter Levene-Test mit `SPSS`). Daher wird statt der F-Statistik  $F$  die robustere Welch-Statistik  $W$  angegeben, die auch im Fall unterschiedlicher Varianzen Mittelwertunterschiede beurteilen kann. Mit einem Testwert von  $W_{8;81,94} = 17,136, p < 0,01$  kann damit ein hoch signifikanter Einfluss der Frequenz auf die Kraftwahrnehmungsschwelle ermittelt werden.

In Bezug auf die unabhängige Variable *Proband* ist die Varianzhomogenität erfüllt (nicht signifikanter Levene-Test). Die F-Statistik ergibt sich zu  $F_{26,186} = 2,047, p = 0,003$  und zeigt damit ebenfalls einen hoch signifikanten Einfluss des Probanden auf die absolute Kraftwahrnehmungsschwelle. Ein paarweiser Vergleich der Mittelwerte nach der Scheffé-Prozedur zeigt aber keinerlei signifikante Mittelwertunterschiede zwischen den einzelnen Probanden. Dies kann auf mehrere Ursachen zurück zu führen sein. Eine Ursache ist ein zu geringer Varianzunterschied zwischen den Mittelwerten der einzelnen Probanden, eine andere sind ungleich besetzte Gruppen, wie sie auch hier durch fehlerhafte Messverläufe auftauchen [195].

Es existiert keine begründete Annahme, dass der Proband an sich einen signifikanten Unterschied der absoluten Schwellwerte verursacht. Begründete Annahmen existieren aber für andere, vom Probanden abhängige Parameter wie Alter, Fingerspitzengröße und motorische Fähigkeiten, so dass im folgenden diese näher ausgewertet werden. Dazu wird eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit der Frequenz als zweitem Einflussfaktor durchgeführt. Da die Ergebnisse in Bezug auf

---

die Frequenz hochsignifikant sind, werden keine weiteren einfaktoriellen Analysen anderer Einflussparameter vorgenommen.

### **Einfluss der Fingerspitzengröße**

Die Ergebnisse sind in Tabelle 6.1 angegeben. Es zeigt sich ein hoch signifikanter Einfluss der Frequenz, der ungefähr die gleichen Varianzanteile erklären kann wie das zugrundeliegende Modell bzw. der darin enthaltene konstante Term. Die Analyse zeigt weiterhin, dass die Größe der Fingerspitze und die Wechselwirkung keinen signifikanten Einfluss auf die Wahrnehmungsschwelle haben. Dies ist nicht unbedingt widersprüchlich zu den Arbeiten von PETERS [283], die zumindest für spatial verteilte Strukturen einen von der Größe des Fingers abhängigen Einfluss ermitteln. Hier werden absolute Wahrnehmungsschwellen untersucht, bei denen die Detektion auf allen Rezeptorantworten basiert. Es können daher andere Mechanismen dominant sein als bei der Unterscheidung von spatial verteilten Reizen, die eine sichere Detektion voraussetzen.

Schließlich können durch die geringe und unterschiedliche Besetzung der einzelnen Gruppen ( $n$  variiert von 3 bis 10) weitere Fehler bedingt sein. Dies kann nur durch weitere Untersuchungen mit mehr Probanden verifiziert werden. Der paarweise Vergleich der Mittelwerte in Bezug auf die indizierten Fingerspitzengrößen mit der Scheffé-Prozedur zeigt ebenfalls keine signifikanten Unterschiede.

### **Einfluss von Geschlecht und Alter**

Weiterhin werden die Parameter *Geschlecht* und *Alter* als mögliche Einflussgrößen untersucht. Tabelle 6.2 zeigt die Ergebnisse für den Parameter *Geschlecht*. Hier zeigt sich ebenfalls ein hoch signifikanter Einfluss der Frequenz, auch die Erklärung der Varianzanteile durch Modell und die Stimulusfrequenz sind vergleichbar zur vorhergehenden Analyse. Das Geschlecht an sich hat keinen signifikanten Einfluss auf die Wahrnehmungsschwelle.

Tabelle 6.3 zeigt die Ergebnisse in Bezug auf den Einflussparameter *Alter*. Dieser ist hoch signifikant, ebenso wie der Einfluss der Frequenz. Bei dieser Analyse sinkt der Erklärungsanteil des konstanten Terms im Vergleich zur Frequenz auf ca. zwei Drittel. Der Erklärungsanteil des Alters ist ca. halb so groß wie der Erklärungsanteil der Frequenz. Generell sind aber auch hier die Gruppen zu gering besetzt, um eine allgemeingültige Aussage abzuleiten. Dieses Ergebnis zeigt, dass die getroffene Vorauswahl einer Probandengruppe im Alter von 20 bis 30 Jahren nicht ausreichend ist, um den Einflussfaktor *Alter* in einem Experiment zu kontrollieren.

**Tab. 6.1:** Kraftwahrnehmungsschwelle: 2-ANOVA Frequenz und indizierte Fingerspitzengröße

Die Spalte Freiheitsgrade bezeichnet, wieviele Freiheitsgrade in Bezug auf den jeweiligen Faktor angenommen werden können. Bei neun Testfrequenzen existieren beispielsweise 8 Freiheitsgrade, denen die Daten zugeordnet werden können, der neunte Freiheitsgrad ergibt sich dann aus dem Mittelwert der Daten über alle Frequenzen. Anschaulich kann dem Freiheitsgrad die Anzahl der möglichen Faktorstufen entnommen werden.

Die Spalten F-Statistik und Signifikanz  $p$  enthalten die Testgröße und die Signifikanz des F-Tests auf Unterschiede der Mittelwerte zwischen den Faktorstufen. Ist  $p$  kleiner als 0,05 spricht man von einem signifikanten Einfluss der Faktorstufe auf den Mittelwert, für  $p$  kleiner 0,01 wird von einem hoch signifikanten Einfluss ausgegangen.

Die Spalte erklärbare Abweichung  $\eta^2$  zeigt, wie groß die durch den jeweiligen Faktor erklärbare Abweichung vom Gesamtmittelwert ist.

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz $p$	$\eta^2$
Modell	35	3,069	< 0,01	0,378
konstanter Term	1	92,843	< 0,01	0,344
Frequenz	8	11,154	< 0,01	0,335
Größe der Fingerspitze	3	0,968	0,409	0,016
Wechselwirkung der Faktoren	24	0,583	0,940	0,073
Fehler	177			

## Einfluss feinmotorischer Tätigkeiten

Die Probanden werden vor der Versuchsdurchführung gefragt, wie häufig sie bestimmten Tätigkeiten nachgehen. Während alle Teilnehmenden ihre generelle Arbeitssituation mit einer Schreibtischumgebung beschreiben, gaben Sie bei acht verschiedenen Freizeittätigkeiten (u.a. Spielen von Instrumenten, Computerspielen, Handarbeiten etc.) an, wie häufig sie dies tun (mindestens einmal pro Woche, mindestens einmal pro Monat, seltener). Für diese Auswertung werden sechs Kategorien aus diesen Angaben gebildet und ein Aktivitätsindex mit sechs Faktorstufen konzipiert. Die Stufen sind nicht alle besetzt, so dass der Freiheitsgrad für die Varianzanalyse entsprechend kleiner ist.



**Tab. 6.2:** Kraftwahrnehmungsschwelle: 2-ANOVA Frequenz und Geschlecht

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	17	5,977	< 0,01	0,343
konstanter Term	1	87,094	< 0,01	0,309
Frequenz	8	11,191	< 0,01	0,315
Geschlecht	1	0,244	0,622	0,001
Wechselwirkung der Faktoren	8	0,908	0,511	0,036
Fehler	195			

**Tab. 6.3:** Kraftwahrnehmungsschwelle: 2-ANOVA Frequenz und Alter

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	80	2,922	< 0,01	0,639
konstanter Term	1	51,381	< 0,01	0,280
Frequenz	8	10,791	< 0,01	0,395
Alter	8	3,898	< 0,01	0,191
Wechselwirkung der Faktoren	64	1,331	0,086	0,392
Fehler	132			

Die Analyse impliziert, dass die absolute Empfindlichkeit anscheinend durch die Anwendung feinmotorischer Tätigkeiten trainiert werden kann, da der entsprechende Index einen signifikanten Einfluss auf die Wahrnehmungsschwelle hat. Auch hier sind die Gruppen unterschiedlich stark besetzt, was eine allgemeingültige Aussage erschwert.

### Zusammenfassung der Einflüsse auf die absolute Wahrnehmungsschwelle

Mit den in den Einzelvergleichen mit der Frequenz signifikanten Einflussparametern wird eine erneute Varianzanalyse durchgeführt. Tabelle 6.5 zeigt ausgewählte Ergeb-

**Tab. 6.4:** Kraftwahrnehmungsschwelle: 2-ANOVA Frequenz und feinmotorische Tätigkeiten

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	44	3,662	< 0,01	0,490
konstanter Term	1	32,224	< 0,01	0,161
Frequenz	8	9,018	< 0,01	0,300
feinmotorische Tätigkeit	4	5,386	< 0,01	0,114
Wechselwirkung der Faktoren	32	1,093	0,348	0,172
Fehler	168			

nisse. Auch hier zeigen sich Frequenz, Alter und feinmotorische Fähigkeiten als hoch signifikant, zusätzlich hat die Wechselwirkung von Frequenz und Probandenalter einen signifikanten Einfluss auf die absolute Wahrnehmungsschwelle.

Das in Bezug auf Stichprobengröße und Variablenanzahl korrigierte Bestimmtheitsmaß des Modells ( $R^2 = 0,542$ , Ausgabe SPSS) begründet über die Hälfte der auftretenden Varianzen. Hiervon entfällt etwa die Hälfte auf den im Modell enthaltenen konstanten Term (Vergleich  $\eta^2$  für Modell und konstanten Term in Tabelle 6.5). Von den übrigen Einflussparametern hat die Frequenz wiederum den größten Einfluss, das Alter einen etwas größeren als die feinmotorische Tätigkeit.

Die Beurteilung der dargestellten Varianzanalysen gestaltet sich schwierig, da für alle Analysen das Kriterium der Varianzhomogenität verletzt wurde und die einzelnen Gruppen in den meisten Fällen nicht homogen besetzt sind. Erfahrungswerte und Simulationen zeigen, dass beide Verletzungen dann toleriert werden können, wenn die einzelnen Gruppen mit ausreichend Werten ( $n > 30$ ) besetzt sind. In diesem Fall kann die F-Statistik als ausreichend robust angesehen werden. Dies ist näherungsweise nur bei der eindimensionalen Varianzanalyse zur Auswertung der Frequenz gegeben.

Aus diesem Grund kann in diesem Experiment nur die Frequenz sicher als signifikanter Einflussfaktor auf die Wahrnehmungsschwelle identifiziert werden. Sie weist auch in paarweisen Vergleichen überwiegend signifikant unterschiedliche Mittelwerte auf. Andere Parameter können nur dann sicher analysiert werden, wenn eine größere Anzahl an Probanden untersucht wird. Die hier ermittelten Ergebnissen entsprechen

**Tab. 6.5:** Kraftwahrnehmung: Dreifaktorielle ANOVA aller signifikanten Einflussparameter. *Nicht angegebene Wechselwirkungen 2. und 3. Gerades weisen keine Signifikanz auf.*

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	126	2,989	< 0,01	0,814
konstanter Term	1	57,817	< 0,01	0,402
Frequenz	8	12,915	< 0,01	0,546
Alter	7	3,078	< 0,01	0,200
feinmotorische Tätigkeit	3	4,717	< 0,01	0,141
Wechselwirkung der Faktoren Frequenz und Alter	55	1,679	< 0,05	0,518
Fehler	86			

aber den Erkenntnissen über die Abhängigkeit von Wahrnehmungskennwerten aus anderen Studien (s. Abschnitt 2.6).

### 6.1.2 Differentielle Kraftwahrnehmungsschwelle (JND)

Die differentielle Wahrnehmungsschwelle beschreibt die nötige Änderung eines Parameters zweier Stimuli, damit diese vom Menschen als unterschiedlich wahrgenommen werden. Neben den in Abschnitt 2.4 angegebenen speziellen differentiellen Wahrnehmungsschwellen (Point of Subjective Equality, Successiveness Limen und Zweipunktschwelle) ist für den Entwurf haptischer Systeme die  $\hookrightarrow$  JND für die Intensität eines Reizes von Bedeutung. Durch sie wird die nötige Wiederholgenauigkeit von haptischen Informationen festgelegt, weitere Applikationen liegen in der Evaluierung haptischer Systeme.

Differentielle Wahrnehmungsschwellen  $\frac{\Delta\Phi}{\Phi_0}$  werden im allgemeinen als konstant und unabhängig vom Referenzreiz  $\Phi_0$  angenommen. Ausnahmen bilden Referenzreize nahe der absoluten Wahrnehmungsschwelle. Die unter dieser Bedingung ermittelten

---

differentiellen Wahrnehmungsschwellen sind generell höher als bei deutlich spürbaren Referenzreizen (siehe Gl. (2.6)). Auch bei sehr großen Referenzreizen nahe der Schmerzgrenze sind differentielle Wahrnehmungsschwellen vermutlich nicht mehr unabhängig vom Referenzreiz.

Differentielle Wahrnehmungsschwellen der Haptik sind also zum einen von der Größe des Referenzreizes und vermutlich auch von der Frequenz des Reizes abhängig. Im Rahmen dieser Arbeit werden diese differentiellen Wahrnehmungsschwellen für dynamische Kräfte untersucht. In der Literatur sind dazu häufig Abschätzungen der  $\rightarrow$  JND für Kraftamplituden zu finden, die auf der aktiven Ausübung von Kräften beruhen [187, 188, 336]. Die Dynamik dieser Messungen kann häufig aus dem in der Veröffentlichung dargestellten Versuchsaufbau nicht abgeleitet werden, durch die generelle Ausübungsfähigkeit der menschlichen Motorik kann sie aber auf einen Bereich von bis zu ca. 10 bis 15 Hz [318, 319] eingeschränkt werden. Weitere Abschätzungen der JND basieren auf Versuchen zur Erkennung von Richtungen [67, 164, 287]. Die hier ermittelten Ergebnisse sind ebenfalls von aktiver Kraftausübung des Probanden abhängig. Aus der Evaluierung von Kompressionsalgorithmen [152] können ebenfalls differentielle Wahrnehmungsschwellen abgeleitet werden, deren Dynamik aus der Veröffentlichung aber nur durch die verwendete Hardware (Anwendung des Nyquist-Theorems auf die Update-Rate der verwendeten kommerziellen haptischen Displays) eingeschränkt werden kann. PONGRAC untersucht die JND für Referenzgrößen von 1 N und 2 N für Frequenzen von 100 bis 500 Hz und ermittelt Werte von 14 bis 21 % [286]. Allerdings ist die verwendete Hardware (*Phantom Omni*) für diesen Frequenzbereich vermutlich nur eingeschränkt geeignet, da die Aktualisierungsrate des Systems zu gering ist, um eine ausreichend gute Diskretisierung von Schwingungen mit einer Frequenz 500 Hz zu erreichen. Während von Herstellerseite hierzu keine Angaben gemacht werden, ist in [375] die Updaterate mit bis zu 1000 Hz angegeben.

Tabelle 6.6 zeigt eine Übersicht über die recherchierten differentiellen Kraftwahrnehmungsschwellen mit einem Auszug der relevanten Studienparameter. Zusammengefasst zeigen alle Studien JNDs von ca. 10 % für Referenzreize deutlich oberhalb der absoluten Wahrnehmungsschwelle. Wenige Daten können nahe oder an der Wahrnehmungsschwelle für Kräfte gefunden werden. Einzelne Ergebnisse bestätigen aber das Ansteigen der JND bei kleinen Referenzintensitäten. Weitere Daten können nur noch für auslenkungsdefinierte Reize gefunden werden. GESCHIEDER ET AL. und VERRILLO ET AL. berichten von JNDs von ca. 1 bis 3 dB für Anregungen im Bereich von 5 bis 40 dB über der Schwelle bei breitbandiger Anregung [100, 356].

**Tab. 6.6:** Ergebnisse der Literaturrecherche zur JND dynamischer Kräfte.

Studie	Referenzreiz (N)	Anregungsfrequenz	Interaktion	JND
[6]	2,25	nicht bekannt	aktiv	10 %
[67]	2,5; 3,5	nicht bekannt	aktiv	12 %
[152]	nicht bekannt	bis zu 200 Hz (abgeschätzt)	aktiv	10 %
[164]	0,3; 0,5; 1; 2,5	quasistatisch	passiv	43 % bis 15 %
[287]	1,5	quasistatisch	passiv	10 %
[286]	1; 2	100 bis 500 Hz (diskrete Frequenzen)	passiv	23 % bis 13 %

## Versuchsparameter

Ausgehend von der Literaturrecherche werden folgende differentielle Wahrnehmungsschwellen untersucht:

1. JND an der absoluten Wahrnehmungsschwelle
2. JND für einen Referenzreiz von 0,25 N
3. JND für einen Referenzreiz von 0,5 N

Die genaue Bestimmung der JND nahe der absoluten Wahrnehmungsschwelle dient zur stärkeren Eingrenzung der nötigen Wiederholgenauigkeit bei sehr kleinen Referenzintensitäten. Diese sind für den Systementwurf aus zwei Gründen relevant:

- Fehler von Sensoren und Aktoren werden häufig auf den Nennbereich bezogen angegeben. Für mittlere und große Intensitäten sind die meisten kommerziell erhältlichen Systeme ausreichend genau, um die von der JND vorgegebene Wiederholgenauigkeit sicher zu stellen. Für kleine Intensitäten steigen diese Fehler aber auf den Mess- oder Stellwert bezogen stark an, so dass der Einsatz eines gegebenen Systems vornehmlich durch seine Fehler bei kleinen Intensitäten bestimmt wird. Eine genauere Kenntnis der menschlichen Wahrnehmungsfähigkeiten erlaubt hier also eine gezieltere Auswahl von Systemen und Systemkomponenten.

- 
- Studien zum linearen Verhalten der haptischen Wahrnehmung (siehe Abschnitt 2.4.4) zeigen die Relevanz von schwelwertnahen Reizen beim Erkennen und der Identifizierung von haptischen Reizen.

Die Referenzreize von 0,25 N und 0,5 N werden zum einen ausgewählt, um den Bereich zwischen der JND nahe der Wahrnehmungsschwelle und den bisherigen Studien (s. Tabelle 6.6) abzudecken. Zum anderen zeigen Studien, dass dies relevante Referenzintensitäten für die Interaktion mit Oberflächen und Werkzeugen sind: CALDWELL ET AL. bestimmen Interaktionskräfte beim Abtasten von Oberflächen im Bereich von 0,3 bis 4,5 N [46], PAI ET AL. ermitteln Kräfte bei der Interaktion eines Stifts mit einer Oberfläche von 0,3 N beim Abtasten und von 0,6 N beim Tippen [277]. TANAKA ET AL. ermitteln Kontaktkräfte bis zu 1 N bei Skalierungs- und Detektionsaufgaben für Oberflächenrauigkeiten [338].

Als Verfahren wird das in Tabelle 5.8 beschriebene *1up-2down*-Staircase-Verfahren mit einem 3IFC-Paradigma verwendet. Dem Probanden werden dabei zwei Referenzkräfte und ein Testreiz mit größerer Intensität in zufälliger Reihenfolge dargeboten. Aufgabe des Probanden ist es, den größten der drei Reize zu identifizieren. Die Auswertung der Antworten ergibt dann den nötigen Intensitätsunterschied zwischen zwei Kräften gleicher Frequenz, die in 70,4 % der Fälle als unterschiedlich wahrgenommen werden. Alle Reize werden in zufälliger Reihenfolge dargeboten.

Die Untersuchung der JND nahe der Wahrnehmungsschwelle wird an den gleichen neun Frequenzen durchgeführt, an denen auch die absolute Wahrnehmungsschwelle bestimmt wurde. 29 Probanden (21 männlich, 8 weiblich) im Alter von  $24 \pm 2,8$  Jahren nehmen an diesem Versuch teil. Dabei gibt es keine Überschneidungen mit den anderen hier dargestellten Untersuchungen.

Die Untersuchung der differentiellen Wahrnehmungsschwellen mit Referenzreizen von 0,25 N und 0,5 N wird an einer reduzierten Anzahl von Frequenzen durchgeführt. Es werden nur Stimulusfrequenzen von 10, 40, 160, 320, 500 und 1000 Hz betrachtet, um die Anzahl der Versuche gering zu halten. Die Untersuchung findet in einer Studie statt, an der 36 Probanden (21 männlich, 15 weiblich) im Alter von  $24,4 \pm 3,04$  Jahren teilnehmen. Die Probanden werden durch einen Fragebogen vorausgewählt, um die Einflussparameter Fingerspitzengröße und feinmotorische Fähigkeiten möglichst gut im Probandenpool abzudecken.

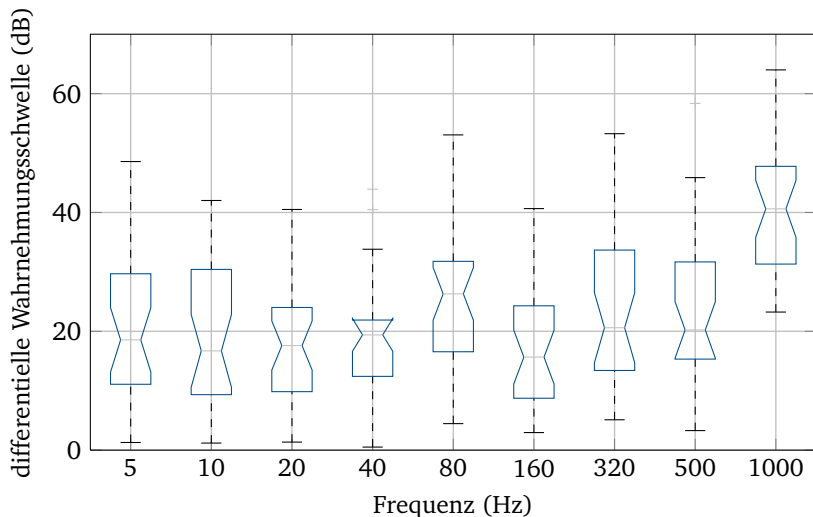
---

## Ergebnisse

---

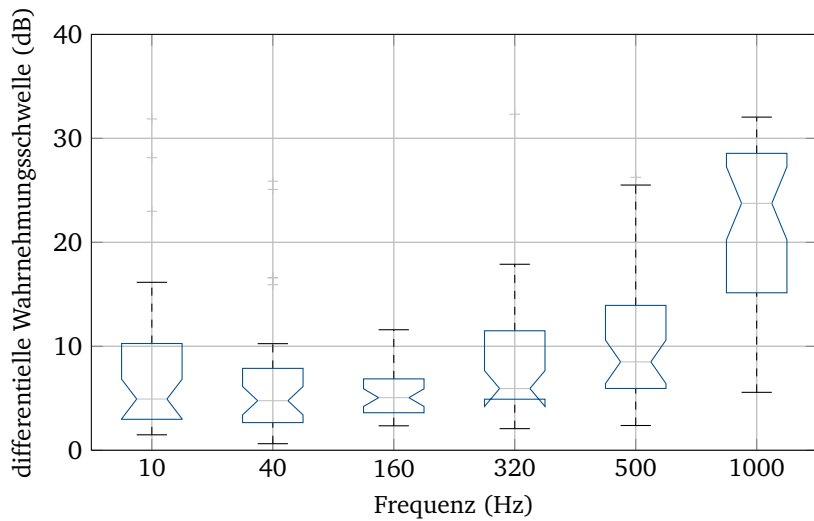
Die Ergebnisse werden für jede Referenzbedingung als Boxplot in Abb. 6.3, 6.4 und 6.5 angegeben. Zum Vergleich der Werte bei unterschiedlichen Referenzreizen sind in Abb. 6.6 Mittelwerte und Standardabweichungen der Messreihen angegeben.

Wie aus dem WEBER-Gesetz (Gl. (2.6)) zu erwarten ist, sind die differentiellen Wahrnehmungsschwellen nahe des Schwellwerts mit einer Spannweite von 17,8 dB...40,6 dB deutlich größer als bei höheren Referenzreizintensitäten. Für eine Referenz von 0,25 N ergibt sich im betrachteten Frequenzbereich eine Spannweite von 5,6 dB...22,5 dB, für eine Referenz von 0,5 N eine Spannweite von 4,9 dB...21,8 dB. Die höchsten Werte sind dabei bei einer Frequenz von 1000 Hz zu messen, die dort ermittelten Werte unterscheiden sich bei allen Randbedingungen signifikant von den JNDs anderer Frequenzen. Ein Vergleich mit den in Tabelle 6.6 angegebenen Werten aus der Literatur ist auch hier nur schwer möglich, da die Referenzbedingungen zu unterschiedlich sind.

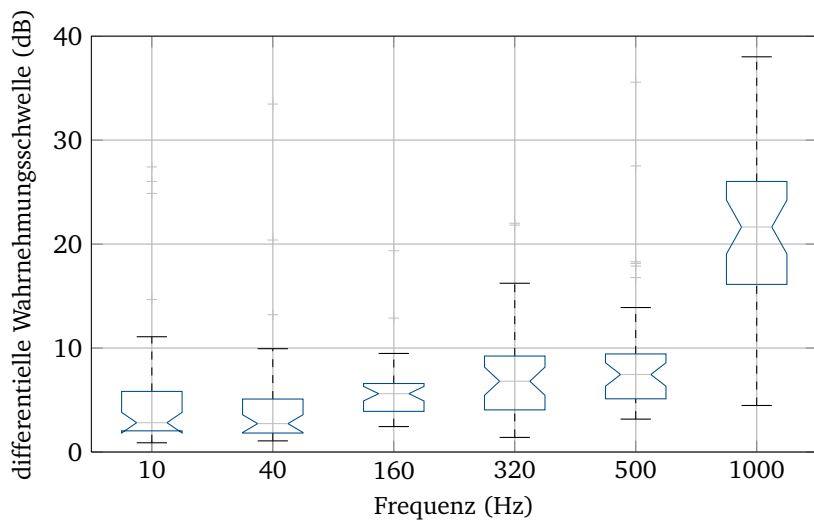


**Abb. 6.3:** Differentielle Kraftwahrnehmungsschwelle auf Basis von Versuchen mit 29 Probanden

*Die Referenzreizintensität  $\Phi_0$  wird - ausgehend von den absoluten Wahrnehmungsschwellen (s. Abschnitt 6.1.1) - für jeden Probanden mit einer Limitmethode individuell festgelegt.*

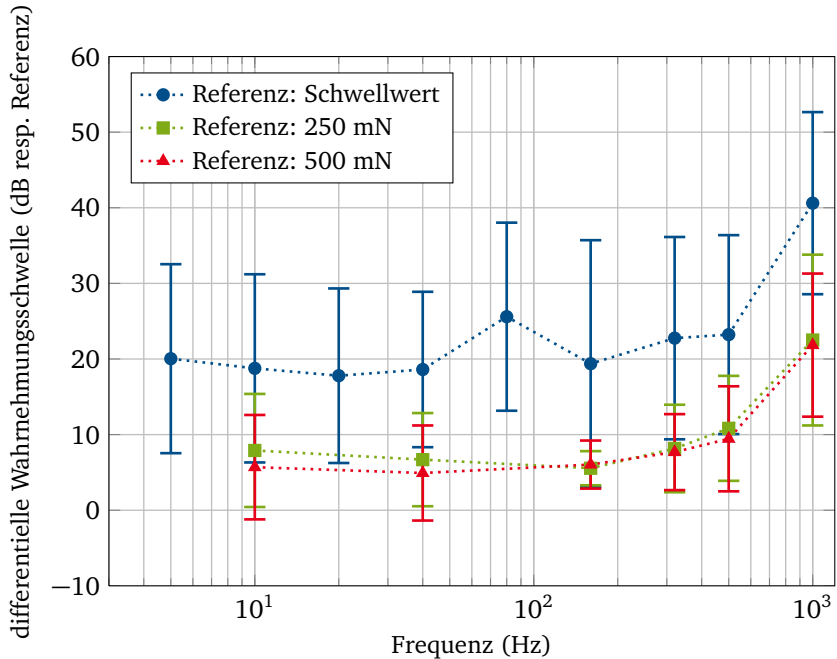


**Abb. 6.4:** Differentielle Kraftwahrnehmungsschwelle für eine Referenzintensität von 250 mN auf Basis von Versuchen mit 36 Probanden



**Abb. 6.5:** Differentielle Kraftwahrnehmungsschwelle für eine Referenzintensität von 500 mN auf Basis von Versuchen mit 36 Probanden





**Abb. 6.6:** Vergleich der ermittelten differentiellen Kraftwahrnehmungsschwellen  
*Angegeben sind Mittelwert und Standardabweichung.*

## Analyse der Abhängigkeiten

Bei allen ermittelten JNDs ist die Frequenz unter allen Randbedingungen ein hoch signifikanter Einflussfaktor. Die dazugehörigen Teststatistiken sind  $F_{8;248} = 8,01, p < 0,01$  für Referenzreize nahe des Schwellwerts,  $W_{5;91,61} = 18,547, p < 0,1$  für Referenzreizamplituden von 0,25 N und  $W_{5;95,476} = 19,737, p < 0,01$  für Referenzreizamplituden von 0,5 N. In Bezug auf den Probanden sind die Ergebnisse der JND nahe der Wahrnehmungsschwelle von diesem Einflusskriterium hoch signifikant beeinflusst ( $W_{28;81,033} = 7,015, p < 0,01$ ) ebenfalls für Referenzreize von 0,25 N ( $W_{35;63,208} = 2,075, p < 0,01$ ). Für Referenzreize von 0,5 N verschwindet der messbare Einfluss des Probanden ( $W_{35;63,310} = 1,317, p = 0,169$ ).

Die Analyse der paarweisen Vergleiche der JND bestätigt, dass bei niedrigen Referenzreizamplituden größere Unterschiede zwischen den Probanden bestehen als bei

hohen Referenzreizamplituden. Neben dem oben dargestellten Einfluss der ungleich besetzten Gruppen und der Varianzinhomogenität zwischen den Probanden könnte der Unterschied bei der JND aber auch in einem individuellen Kennwert  $a_{Nutzer}$  aus Gl. (2.6) begründet sein. Dies würde heißen, dass das sensorische Hintergrundrauschen der menschlichen Wahrnehmung neben physikalisch-biologischen Ursachen auch einen individuellen Anteil hat.

Die Versuchsergebnisse werden ebenfalls auf die Einflussparameter Alter, Geschlecht, feinmotorische Aktivität und Fingerspitzengröße untersucht. Die vollständigen Ergebnisse der dazugehörigen Varianzanalyse sind in Abschnitt D.1 dargestellt. Auch hier werden nur zweifaktorielle Analysen mit der Frequenz als zweitem Faktor durchgeführt. Tabelle 6.7 zeigt eine Zusammenfassung der Ergebnisse. Es ist zu beachten, dass wie bei der vorherigen Auswertung der absoluten Wahrnehmungsschwelle die Voraussetzungen für die Varianzanalyse nicht ausreichend erfüllt sind, die Ergebnisse also höchstens als Trend interpretiert werden können.

**Tab. 6.7:** Signifikanz verschiedener Einflussparameter auf die JND  
*Die Angaben sind den Tabellen D.5, D.10 und D.15 (Varianzanalysen über alle signifikanten Einflussparameter aus 2-faktoriellen Varianzanalysen mit Frequenz als zweiten unabhängigem Faktor) entnommen. Angegeben ist, ob der Parameter hoch signifikanten (++) oder signifikanten (+) Einfluss auf die jeweilige differentielle Wahrnehmungsschwelle hat oder keine Signifikanz festgestellt werden kann (n.v.).*

Parameter	JND		
	resp. Schwelle	resp. 0,25 N	resp. 0,5 N
Frequenz	++	++	++
Alter	++	n.v.	n.v.
Geschlecht	n.v.	n.v.	n.v.
Größe der Fingerspitze	+	++	++
feinmotorische Fähigkeiten	n.v.	n.v.	+
WW Frequenz und Fingerspitze	+	n.v.	n.v.
WW Fingerspitze und Alter	+	n.v.	n.v.
WW Frequenz und Alter	n.v.	++	n.v.

Die Übersicht zeigt deutlich, dass die *Frequenz* in allen Versuchsbedingungen einen signifikanten Anteil an den ermittelten Ergebnissen hat. Der Einfluss des für die

---

Untersuchung nahe der Wahrnehmungsschwelle noch hoch signifikanten *Alters* verschwindet für beide Wahrnehmungsschwellen mit höheren Referenzreizintensitäten. Das *Geschlecht* ist im Rahmen der hier betrachteten Schwellwerte in keinem Fall signifikant. Das spricht dafür, dass das Geschlecht mit anderen, signifikanteren Parametern wie der Fingerspitzenlänge korreliert, was erst in der kombinierten Analyse richtig dargestellt wird.

Die Einflüsse der *Fingerspitzenlänge* werden für höhere Referenzreize hoch signifikant, während feinmotorische Tätigkeiten erst bei großen Referenzreizintensitäten von 0,5 N einen signifikanten Einfluss aufweisen. Dies unterstützt die oben angestellten Vermutungen, dass für sehr kleine Referenzreize ein vom Nutzer abhängiger Parameter  $a_{\text{Nutzer}}$  im erweiterten WEBER-Bruch (Gl. (2.6)) existiert. Dessen Einfluss wäre bei kleinen Referenzreizen am größten.

Der Einfluss *feinmotorischer Fähigkeiten* wird erst bei hohen Referenzreizen signifikant. Dies ist dahingehend plausibel, dass Kräfte im Bereich von 0,2...0,6 N bei der Werkzeuginteraktion relevant sind [46, 277, 338] und ein Trainingseffekt daher primär in diesen Bereichen messbar wäre.

---

## 6.2 Parameterabhängigkeit der Kraftwahrnehmung

---

Wie in Abschnitt 3.4.2 dargestellt, existieren diverse Studien zur Untersuchung von Einflussfaktoren auf die haptische Wahrnehmung. Diese quantifizieren die Einflüsse einzelner externer Faktoren, aufgrund unterschiedlicher Versuchsanordnungen und -abläufe kann aber kein Vergleich zwischen den einzelnen Untersuchungen gezogen werden. In diesem Abschnitt werden ein Versuchsdesign zu dieser Fragestellung entworfen und erste Ergebnisse ermittelt. Im Vergleich zu den oben dargestellten Ergebnissen werden die Einflussfaktoren in diesem Versuchsteil gezielt variiert und nicht nur im Nachhinein analysiert.

Zur Untersuchung der Einflussfaktoren wird auf die Methode der Versuchsplanung (*englisch: Design of Experiments, DoE*) zurückgegriffen [216]. Diese Methode stammt aus der Produktionsforschung und dient zur Optimierung von Prozessen, systematisiert allerdings die Versuchsdurchführung und die Auswertung. Eine Versuchsplanung beruht dabei - verkürzt dargestellt - auf den Schritten

- Identifikation der relevanten Einflussfaktoren
- Erstellen eines Versuchsplans
- Erstellen eines Modells

---

Im Rahmen dieses Versuchs werden nur die ersten beiden Schritte durchgeführt, da das Ziel nur die Ermittlung der relativen Einflüsse der Faktoren zueinander ist.

Im Vergleich zur Varianzanalyse der Einflussfaktoren im vorhergehenden Abschnitt 6.1 wird bei der Versuchsplanung nicht mit metrisch skalierten Faktoren, sondern mit nominal skalierten Faktorstufen gearbeitet. Da bei der Optimierung von Produktionsprozessen meist nicht bekannt ist, welchen Einfluss ein einzelner Faktor auf die Zielgröße des Prozesses hat, kommen in ersten Analysen häufig nur zwei Faktorstufen zum Einsatz. Dadurch können viele Faktoren inkl. der dazugehörigen Wechselwirkungen in moderaten Versuchszahlen untersucht werden. Die Auswertung erlaubt die Beurteilung, wie wichtig ein einzelner Faktor ist, wie groß der lineare Effekt auf die Zielgröße ist und welche Kombination von Faktorstufen günstig für die Zielgröße ist [216, Kap. 3]

Durch die Anwendung paarweiser *t-Tests* können relevante Faktoren identifiziert werden und diese dann mit weitergehenden Methoden wie der Varianzanalyse untersucht und quantifiziert werden. Voraussetzung für die Anwendung solcher nominal skalierten Faktorstufen ist ein linearer Zusammenhang bzw. eine begründete Annahme eines solchen zwischen Faktor und Zielgröße im Bereich zwischen den Faktorstufen.

---

### 6.2.1 Auswahl der relevanten Faktoren und der Faktorstufen

---

Als relevant für den Entwurf haptischer Systeme werden Faktoren angesehen, die entweder gezielt beeinflusst oder durch einfache Maßnahmen abgeschätzt, klassifiziert oder eingeschränkt werden können. Mögliche Faktoren können aus der Literaturrecherche in Abschnitt 2.6 und den bisherigen Ergebnissen dieses Kapitels entnommen werden. Die im Rahmen dieses Versuchs berücksichtigten Einflussfaktoren sind in Tabelle 6.8 angegeben.

Die Faktorstufen der Faktoren werden wie folgt bestimmt:

**Griffsituation und Kontaktfläche** Da nur für die in Abb. 6.1 angegebene Griffsituation Daten zu absoluten und differentiellen Wahrnehmungsschwellen vorliegen, wird diese Griffhaltung für die Analyse der Abhängigkeiten ausgewählt. Damit ist auch die Kontaktfläche definiert. Da die oben beschriebenen Versuche und bestehende Literatur allerdings einen Einfluss der Fingerspitzenlänge implizieren, wird diese als zusätzlicher Faktor berücksichtigt.

**Frequenz** Als Testfrequenzen werden 25 Hz und 250 Hz ausgewählt, da hier die Impedanzen für die gewählte Griffhaltung annähernd gleich sind (vergl. Abb. 6.9

**Tab. 6.8:** *Mögliche Einflussfaktoren*

Angegeben sind die Beeinflussungsmöglichkeiten im Entwurfsprozess und typische Beschränkungen aus der Anwendung. Neben den direkten Einflussmöglichkeiten im Entwurf können alle Faktoren durch zusätzliche Sensorik oder Abfragen spezifiziert und z.B. die Regelungsstrategie eines Systems im Betrieb angepasst werden.

Faktor	Beeinflussung im Entwurf	Einfluss aus Anwendung
Temperatur	Temperierung des Griffstücks	Einsatztemperatur des Systems
Alter des Nutzers	-	Analyse der Ziel- und Anwendergruppe
Kontaktfläche	Definition der Kontaktfläche im Entwurf	-
Kontaktkraft	Definition von Kontaktfläche und Griffvariante	-
Frequenz $f$	-	relevante Bandbreite für Anwendung
Mechanische Impedanz $\underline{z}$	Definition der Griffvariante	-

im folgenden Abschnitt). Der Einfluss der mechanischen Impedanz auf die Wahrnehmungsschwelle wird durch diese Maßnahme in erster Näherung kompensiert.

**Temperatur** Als Faktorstufe für die Temperatur wird zum einen die Raumtemperatur, zum anderen ein Wert nahe der Körpertemperatur ausgewählt. Erstere ist für viele Anwendungen gegeben, bei Körpertemperatur zeigen bisherige Studien den größten Effekt auf Wahrnehmungsschwellen (vergl. Abschnitt 2.6).

**Kontaktkraft** Die Kontaktkraft wird auf die Faktorstufen 1 N und 3 N festgelegt. Der erste Wert entstammt den oben beschriebenen Werten beim Abtasten von Oberflächen, der zweite Wert ist der empirisch in Vorversuchen ermittelte höchste Wert, der für die erwarteten Versuchszeiten noch als angenehm empfunden wird [90, 368]. Der Abstand beider Faktorstufen ist weiterhin

ausreichend groß, um Überschneidungen der Bereiche im Rahmen der Einstellgenauigkeit des verwendeten Griffstücks von 10 % zu vermeiden [259].

**Alter des Nutzers** Das Alter der Nutzer wird in die beiden Altersgruppen 20 bis 30 Jahre sowie 40 bis 50 Jahre unterteilt. Diese Gruppen weisen zum einen vergleichsweise großen Abstand auf, um mögliche Effekte auch messen zu können, zum anderen kann näherungsweise eine Nutzergruppeneinteilung getroffen werden. Dabei steht die jüngere Gruppe für Anwender von Unterhaltungs- und Kommunikationssystemen, die ältere Gruppe für Spezialisten wie Chirurgen und erfahrene Entwickler, die unter den Anwendern von hochqualitativen Telepräsenzsystemen vermutlich häufiger zu finden sind.

Tabelle 6.9 fasst die untersuchten Einflussparameter mit den ausgewählten Faktorstufen zusammen.

**Tab. 6.9:** Ausgewählte Faktoren und dazugehörige Faktorstufen

Parameter	+	-
<i>Temperatur</i>	36 °C	23 °C
<i>Alter des Nutzers</i>	40 bis 50 Jahre	20 bis 30 Jahre
<i>Fingerspitzengröße</i>	groß	klein
<i>Kontaktkraft</i>	3 N	0,5 N
<i>Frequenz <math>f</math></i>	250 Hz	25 Hz

### 6.2.2 Erstellen eines Versuchsplans

Zur Erstellung eines Versuchsplans bestehen mehrere Möglichkeiten, die sich in der Anzahl der Versuche und der aus den Ergebnissen bestimmbaren Einflüsse unterscheiden. Wird jede mögliche Kombination der hier berücksichtigten fünf Faktoren untersucht, sind  $2^5$  Versuche nötig. Aus diesen kann dann nicht nur der Einfluss der einzelnen Faktoren, sondern auch der aller möglichen Wechselwirkungen untersucht werden. Solche Versuchspläne werden vollständig faktoriell genannt. Wenn einzelne Wechselwirkungen höherer Ordnung nicht untersucht werden sollen, kann die Anzahl der durchzuführenden Versuche reduziert werden. Dies ist insbesondere für Untersuchungen von Produktionsverfahren interessant, da so ggf. große Mengen

---

an Rohstoffen und Energie eingespart werden können. Diese Versuchspläne werden fraktional faktoriell genannt, da nicht alle Faktoren untersucht werden. Da hier der Einfluss der einzelnen Faktoren untereinander verglichen werden soll, wird ein vollständig faktorieller Versuchsplan mit entsprechend 32 Faktorstufenkombinationen gewählt.

### Bestimmung der Versuchsanzahl

Sind die Abweichungen der Zielgrößen vom jeweiligen Mittelwert bekannt, kann die nötige Versuchsanzahl für jede Faktorstufenkombination näherungsweise mit Gl. (6.1) berechnet werden [216, Kap. 3]:

$$n \approx \frac{60}{m} \cdot \left( \frac{\sigma}{\Delta\mu} \right)^2 \quad (6.1)$$

Mit  $m = 32$  als Anzahl der Faktorstufenkombinationen, einer Abschätzung von  $\sigma = 100\%$  aus den oben dargestellten Versuchen und einer Festlegung des detektierbaren Unterschieds zu  $\Delta\mu = 20\%$  ergeben sich fast  $n = 50$  nötige Versuche für jede Faktorstufenkombination. Dieser Aufwand ist im Rahmen dieser Arbeit nicht realisierbar, so dass eine deutlich verminderte Anzahl von  $n = 3$  Versuchen pro Faktorstufenkombination durchgeführt wird. Anhand der Ergebnisse können dann entweder schon deutlich ungenauere Abhängigkeiten erkannt oder Hinweise für eine weitergehende Versuchsdurchführung ermittelt werden.

### Zielgrößen

Untersucht wird die absolute Wahrnehmungsschwelle und die differentielle Wahrnehmungsschwelle für eine Referenz von 0,25 N. Die Reihenfolge der Versuche wird zufällig festgelegt, wobei aus Zeitgründen die Faktorstufen der Temperatur zusammengefasst werden: Es werden entweder alle Versuche mit hoher Temperatur oder mit niedriger Temperatur nacheinander durchgeführt, da die Temperierung der Versuchsumgebung eine Einschwingzeit von ca. 15 Minuten aufweist. Damit führt jeder Proband insgesamt 16 Runs durch. Diese berechnen sich aus zwei Wahrnehmungsschwellen und den sich aus zwei Umgebungstemperaturen, zwei Testfrequenzen und zwei Vorspannkräften ergebenden Faktorstufen. Das Alter und die Fingerspitzengröße wird durch die Probandenauswahl festgelegt. Um den Probanden den Eindruck eines „richtigen“ Reizes zu vermitteln, wird für jede Faktorstufenkombination zuerst der Run zur Ermittlung der JND durchgeführt. Die Wahrnehmungsschwellen werden

---

mit der oben beschriebenen Staircase-Methode mit einer *1up-2down*-Verlaufsregel und einem 3IFC-Paradigma ermittelt.

---

## Probandenauswahl

---

Die Auswahl der Probanden erfolgt über einen Fragebogen, der von interessierten Personen ausgefüllt werden muss. Aus den Fragebögen werden potentielle Probanden nach Alter und einer Kombination von Körpergröße und Geschlecht ausgewählt, letzteres weil in Vorversuchen ein signifikanter Zusammenhang zwischen Geschlecht und Fingerspitzenlänge festgestellt werden konnte. Damit werden aus insgesamt 190 Interessensbekundungen zwölf Probanden für diesen Versuch ausgewählt. Diese Anzahl ergibt sich durch vier einzigartige Stufenkombinationen von Alter und Fingerspitzenlänge, die nur durch verschiedene Probanden realisiert werden können, sowie drei Wiederholungen pro Faktorstufenkombination.

---

### 6.2.3 Ergebnisse

---

Die Auswertung der Ergebnisse erfolgt mit der Software SPSS. Neben den direkten Zielgrößen absolute und differentielle Wahrnehmungsschwelle werden auch die relativen Abweichungen  $s$  der Versuchsruns als Zielgröße untersucht. Diese werden als Quotient aus der Streuung der Umkehrpunkte der Staircase und dem ermittelten Schwellwert berechnet. Damit existieren vier Zielgrößen, die von den Einflussparametern möglicherweise beeinflusst werden.

Die Ergebnisse der Varianzanalyse der Effekte und aller Wechselwirkungen sind in Tabelle 6.10 angegeben. Sie zeigen bei allen vier Zielgrößen einen höchst signifikanten Einfluss des konstanten Terms, allerdings mit unterschiedlichen Varianzklärungsanteilen  $\eta^2$ . Die Altersgruppe ist nur beim absoluten Schwellwert als Einzelfaktor signifikant. Die Wechselwirkungen zwischen Altersgruppe, Temperatur und Kontaktkraft ist signifikant für die relative Abweichung der differentiellen Wahrnehmungsschwelle, ebenso die untergeordneten Wechselwirkungen von Alter und Temperatur und der Faktor Kontaktkraft (nicht angegeben in Tabelle 6.10). Die Frequenz ist signifikanter Einflussfaktor auf die Streuung der differentiellen Wahrnehmungsschwelle und den absoluten Schwellwert.

Die Ergebnisse zeigen, dass keine quantitativen Verhältnisse *zwischen* einzelnen Faktoren abgeleitet werden können. Das Vorgehen ist allerdings in der Lage, bestehende Erkenntnisse abzubilden, so z.B. die Abhängigkeit des absoluten Schwellwerts von

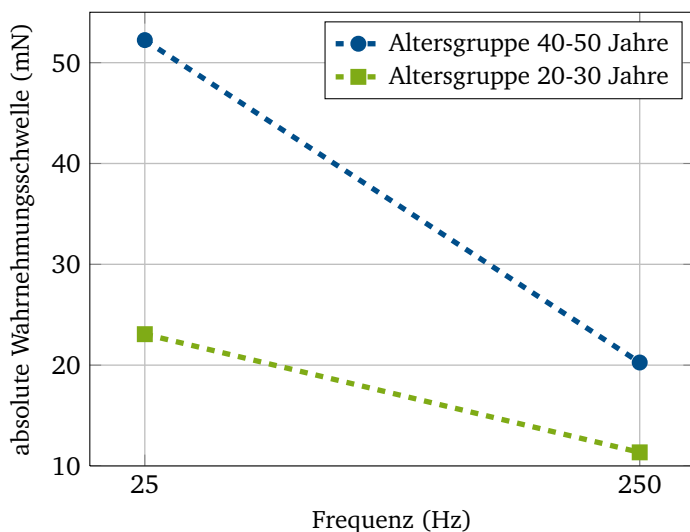


**Tab. 6.10:** Signifikante Einflussparameter auf absolute und differentielle Schwellwerte  
*Ergebnisse der Varianzanalyse, angegeben sind nur Effekte und Wechselwirkungen, die mindestens signifikant (d.h.  $p < 0,05$ ) sind.*

Quelle	Zielgröße	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	erklärbare Abweichung $\eta^2$
konstanter Term	JND	1	101,192	< 0,01	0,613
konstanter Term	$s_{\text{JND}}$	1	121,462	< 0,01	0,655
konstanter Term	Schwellwert	1	41,010	< 0,01	0,391
konstanter Term	$s_{\text{Schwellwert}}$	1	124,125	< 0,01	0,660
Altersgruppe	Schwellwert	1	5,201	0,026	0,075
Frequenz	$s_{\text{JND}}$	1	30,025	< 0,01	0,319
Frequenz	Schwellwert	1	6,850	0,011	0,097
WW Alter, Temperatur, Kontaktkraft	JND	1	5,452	0,023	0,079
WW Alter, Temperatur, Kontaktkraft	$s_{\text{JND}}$	1	5,191	0,026	0,075

der Frequenz. Die signifikante Abhängigkeit des differentiellen Schwellwerts, wie in Abschnitt 6.1.2 ermittelt, wird hier nicht erkannt, da diese vermutlich auf den deutlichen Unterschied bei der Frequenz von 1000 Hz zurückzuführen ist (vergl. Abb. 6.4). Diese Frequenz wird in diesem Versuch nicht berücksichtigt.

Neben der Abhängigkeit der Frequenz wird auch die Abhängigkeit der absoluten Wahrnehmungsschwelle vom Alter der Probanden (vergl. Abschnitt 2.6) im Rahmen dieses Versuchs erkannt. Dies ist in Abb. 6.7 dargestellt. Dieses Ergebnis kann z.B. beim Entwurf von Systemen mit bestimmter Nutzergruppe verwendet werden: Fehler durch Quantisierung können bei Systemen für ältere Menschen höher ausfallen, dafür muss ggf. mehr Energie aufgewendet werden, um Reize zu erzeugen, die mit hoher Wahrscheinlichkeit wahrgenommen werden.



**Abb. 6.7:** Abhängigkeit der absolute Wahrnehmungsschwelle von Frequenz und Alter  
*Angegeben sind die Mittelwerte der Wahrnehmungsschwelle in Abhängigkeit der Frequenz für die beiden betrachteten Altersgruppen. Am Abstand zwischen beiden Kurven kann der Einfluss des Alters abgelesen werden, er ist nach der Varianzanalyse als signifikant einzustufen. Die stärkere Erhöhung des Schwellwerts bei niedrigen Frequenzen ist auf eine aus der Analyse nicht ersichtliche Wechselwirkung anderer Faktoren zurückzuführen.*

---

## Fazit

Das hier gewählte Vorgehen führt nicht zum gewünschten Ergebnis einer quantitativen Aussage über die relativen Einflüsse verschiedener Faktoren zueinander. Dies ist vermutlich in der nicht ausreichenden Anzahl an durchgeführten Versuchen begründet. Da jeder Versuch pro Proband einen Zeitaufwand von ca. 4 h für Proband und Versuchsleitung sowie die finanzielle Kompensation von Proband und Versuchsleitung mit sich bringt, ist hier eine Reduktion anhand anderer Vorgehensweisen zu überdenken. Nach Gl. (6.1) kann die Gesamtanzahl der Versuche insbesondere durch geringere Streuungen  $\sigma$  der Zielgrößen erreicht werden. Im Vorgriff auf den folgenden Abschnitt 6.3 ist dies voraussichtlich durch eine Stimulusdefinition über kinematische Größen möglich.

Weiterhin kann auch die anwendungsbezogene Effektgröße  $\Delta\mu$  weiter eingeschränkt werden. Für eine sinnvolle Reduktion von Systemanforderungen muss der durch einen Umgebungsparameter induzierte Effekt z.B. deutlich größer sein als die interpersonale Streuung zwischen den Probanden. Hierzu ist allerdings eine deutlich größere Menge an Messdaten nötig. Die Anwendung vollfaktorieller Versuchspläne für die generelle Fragestellung erscheint aber weiterhin sinnvoll, da bekannte Abhängigkeiten auch bei Reduktion von metrisch skalierten Einflussfaktoren auf zwei nominale Faktorstufen wiedergegeben werden.

---

## 6.3 Die mechanische Impedanz als Kopplungsparameter

---

Wie in Abschnitt 2.2.2 und Abschnitt 3.4.2 ausgeführt, ermöglicht eine genauere Kenntnis der physikalischen Form der nötigen Anregung eine deutlich breitere Nutzung von bekannten Wahrnehmungsparametern beim Entwurf anwendungsspezifischer Systeme. Ausgehend von der Physiologie der Sinneszellen ist das mechanische Spannungsfeld im Gewebe eine sehr aussichtsreiche Option. Durch sie lassen sich sowohl die beobachteten Reaktionen als auch die vermuteten Funktionen der einzelnen Sinneszellen (siehe Abschnitt 2.3.1) erklären. Da es sich aber um eine örtlich und im Volumen der Haut verteilte Größe handelt, ist eine direkte Messung nicht möglich. Dazu muss auf integral an Grenzflächen messbare Größen wie Kraft oder Geschwindigkeit zurückgegriffen werden.

Diese Größen koppeln im Allgemeinen<sup>1</sup> eine mechanische Energie in die Haut ein. Über die mechanischen Eigenschaften der Haut wird diese Energie in einen

---

<sup>1</sup> Die Fälle  $\underline{F} = 0$  bzw.  $\underline{v} = 0$  treten bei Interaktion nicht auf bzw. werden durch Adaptation weitergehend beeinflusst als es diese Betrachtung umfasst.

örtlich verteilten Spannungs-Dehnungs-Zustand abgebildet, der durch die örtlich verteilten Feldgrößen  $\underline{S}$  und  $\underline{T}$  beschrieben, aber nicht direkt gemessen werden kann. Mechanische Energie kann aber auch durch Kraft  $\underline{F}$  oder Geschwindigkeit  $\underline{v}$  und die mechanische Impedanz  $\underline{z}$  als Beschreibung der mechanischen Eigenschaften definiert werden. In diesem linearen Fall sind Kraft und Geschwindigkeit nach Gl. (6.2) über die mechanische Impedanz

$$\underline{z} = \frac{\underline{F}}{\underline{v}} = \frac{\underline{F}}{j\omega \cdot \underline{\xi}} \quad (6.2)$$

miteinander verknüpft, wobei hier eine Integration über die gesamte Kontaktfläche nötig ist.

Wenn das auf die Mechanorezeptoren wirkende, örtlich verteilte Spannungs-Dehnungs-Feld also Ursache für die haptische Wahrnehmung ist, folgt aus der Energieerhaltung und Gl. (6.2), dass sich Wahrnehmungsschwellen für Kräfte  $F_\theta$  und Auslenkungen  $\xi_\theta$  für den jeweils definierten Kontakt über die mechanische Impedanz des Nutzers  $\underline{z}_{\text{Nutzer}}$  ineinander überführen lassen. Eine direkte Berechnung der örtlich verteilten Größen  $\underline{S}$  und  $\underline{T}$  aus den integralen Größen  $\underline{F}$  oder Geschwindigkeit  $\underline{v}$  ist vermutlich nur über finite Elemente mit aufwändiger Materialmodellierung möglich, da kein rein linear-elastisches Verhalten des Gewebes angenommen werden kann.

## Literaturmeinungen

Die vorliegende Fragestellung, welche physikalische Form ausschlaggebend für die haptische Wahrnehmung ist, wird in bestehender Literatur nur am Rande betrachtet. ISRAR ET AL. nutzen Gl. (6.2) zur Ermittlung von Kraftwahrnehmungsschwellen aus auslenkungsdefinierten Reizen, ohne dies weitergehend zu hinterfragen [170, 171]. GREENSPAN weist empirisch nach, dass durch auslenkungsdefinierte Stimuli psychophysikalische Kennwerte mit geringerer Streuung bestimmt werden können als mit kraftdefinierten Stimuli [119]. Weitere Untersuchungen und Anwendungen sind nicht bekannt.

## Vorgehensweise

Zum Nachweis der mechanischen Impedanz des Nutzers als Kopplungsparameter wird im Folgenden der Schwellwert der Auslenkungswahrnehmung  $\xi'_\theta$  aus den in Ab-

---

schnitt 6.1.1 bestimmten Kraftwahrnehmungsschwellen  $F_\theta$  und der Nutzerimpedanz  $\underline{z}_{\text{Nutzer}}$  nach Gl. (6.3) bestimmt.

$$\xi'_\theta = \frac{F_\theta}{|j\omega \cdot \underline{z}_{\text{Nutzer}}|} \quad (6.3)$$

Die so berechneten Werte müssen zum einen mit direkt bestimmten Auslenkungsschwellwerten  $\xi_\theta$  übereinstimmen, zum anderen müssen aber auch die von GREEN-SPAN beobachteten Streuungsunterschiede im Rahmen des Verfahrens erklärt werden können.

Als Referenzschwellwerte für die Auslenkungswahrnehmung werden die Daten von GESCHIEDER ET AL. aus [105] verwendet. Diese basieren auf Messungen an der Fingerspitze mit einer identischen Kontaktsituation wie in Abb. 6.1 dargestellt. Das verwendete psychometrische Verfahren weist eine Konvergenzwahrscheinlichkeit von 0,75 auf, wodurch ein systematischer Fehler zu den mit einer Konvergenzwahrscheinlichkeit von 0,704 ermittelten Kraftwahrnehmungsschwellen entsteht. Dieser kann im Nachhinein bei Bedarf korrigiert werden, indem die Kraftwahrnehmungsschwellen auf Basis der zugrundeliegenden psychometrischen Funktion (siehe Abschnitt D.2) korrigiert werden.

---

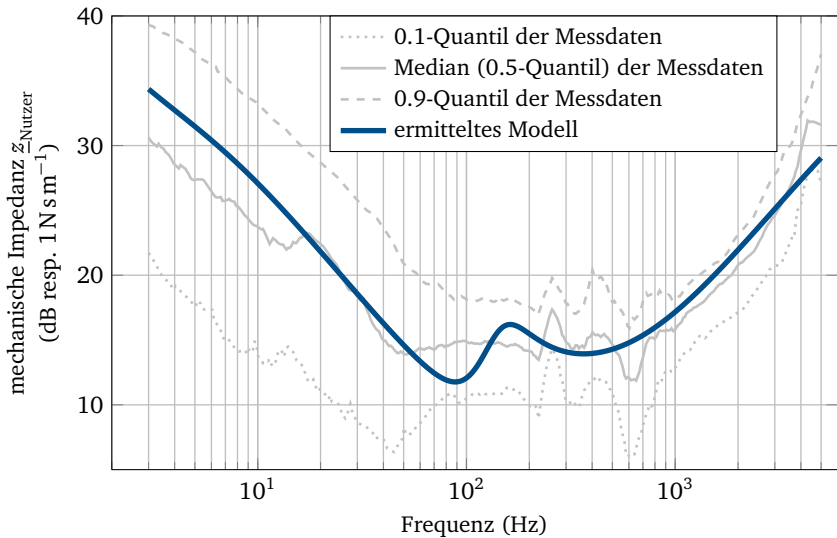
### 6.3.1 Messung und Modellierung der mechanischen Impedanz

---

Zur in Abb. 6.1 dargestellten Kontaktsituation können keine passenden Modellierungen der mechanischen Impedanz gefunden werden. In bestehenden Modellen werden ausschließlich andere Kontaktsituationen verwendet [170, 171, 202] oder Randbedingungen nur unzureichend kontrolliert bzw. berücksichtigt [126]. Ausgehend von den Arbeiten von KERN ET AL. [197] ist davon auszugehen, dass die Kontaktsituation und -kraft einen relevanten Einfluss auf die ermittelte Impedanz hat. Aus diesem Grund werden die mechanischen Impedanzen der dominanten Zeigefinger der Probanden vermessen, die an den in den Abschnitten 6.1.2 und 6.2 beschriebenen Versuchen teilnehmen.

Hierzu dient der in Abschnitt C.2 dargestellte Impedanzmessplatz. Wie im Versuch zur absoluten Wahrnehmungsschwelle wird eine Kontaktkraft von 1 N eingestellt, die in diesem Aufbau durch einen Kraftsensor (*Typ 85075, Burster, Gernsbach*) gemessen werden kann. Die gemessene Kraft wird dem Probanden auf einem visuellen Display dargestellt und soll während des Versuchs in einem vorgegebenen Toleranzband ( $\pm 10\%$ ) gehalten werden. Die Impedanz wird an 401 Messpunkten

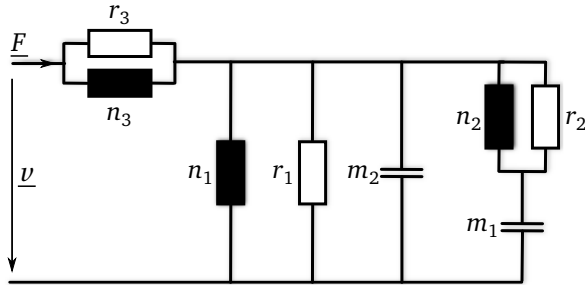
zwischen 3 und 5000 Hz (logarithmisch verteilt) gemessen. Die Anregung erfolgt mit einer konstanten Amplitude von 0,316 N. Für jeden der 78 Probanden wird die Messung dreifach durchgeführt, die mechanische Impedanz der Messapparatur herausgerechnet und die Ergebnisse phasenrichtig gemittelt.



**Abb. 6.8:** Mechanische Impedanz des Zeigefingers von  $n = 78$  Probanden  
 Angegeben sind die 0,1-, 0,5- und 0,9-Quantil der Messdaten sowie die Impedanz des ermittelten Modells aus Abb. 6.9 mit den Parametern aus Tabelle 6.11.

Die Analyse der ermittelten Werte zeigt eine große Spannweite der Impedanzen. Für mehr als 88 % der untersuchten Frequenzen kann aber eine Normalverteilung der Werte der einzelnen Probanden um den Mittelwert angenommen werden (Nachweis durch  $\chi^2$ -Test mit MATLAB). Abbildung 6.8 zeigt die Spannweite der gemessenen Impedanzen anhand der 0,1- und 0,9-Quantile.

Aus der gemessenen Impedanz jedes einzelnen Probanden werden basierend auf dem Vorgehen von KERN [196, 202] Parameter eines Modells mit konzentrierten Bauelementen ermittelt. Das dazu verwendete Netzwerkmodell ist in Abb. 6.9 angegeben.



**Abb. 6.9:** Verwendetes Netzwerkmodell der mechanischen Impedanz des menschlichen Fingers mit konzentrierten Parametern  
Abbildung nach [202].

Damit erhält man für die mechanische Nutzerimpedanz Gl. (6.4)

$$\underline{z}_{\text{Nutzer}} = \left( \frac{j\omega n_3}{j\omega r_2 n_3 + 1} + \left( \frac{\omega^2 m_2 n_1 + j\omega n_1 r_1 + 1}{j\omega n_1} + \left( \frac{1}{j\omega m_1} + \frac{j\omega n_2}{j\omega n_2 r_2 + 1} \right)^1 \right)^1 \right)^1. \quad (6.4)$$

Die Ermittlung der Bauelemente in Gl. (6.4) erfolgt mit einem *Least-Square-Algorithmus* (Funktion `lsqcurvefit` in `MATLAB`). Es wird davon ausgegangen, dass die Impedanz für den betrachteten Frequenzbereich bei den gegebenen Rahmenbedingungen als linear angesehen werden kann. Daher werden die Parameter von Gl. (6.4) nur aus dem Amplitudenfrequenzgang ermittelt. Der durchschnittliche Fehler der so ermittelten Modelle beträgt 4,2 dB. Da die Bauelemente auf positive Werte beschränkt sind, werden Median und der Interquartilabstand zwischen dem 0,25-Quantil und dem 0,75-Quantil der ermittelten Parameter über alle Probanden als Lageparameter der Verteilung verwendet. Diese sind in Tabelle 6.11 angegeben, das Modell in Abb. 6.9 wird mit den Median-Werten berechnet.

### 6.3.2 Ergebnisse

Mit Hilfe des so ermittelten Impedanzmodells lässt sich die absolute Wahrnehmungsschwelle für dynamische Auslenkungen nach Gl. (6.3) berechnen. Für  $\underline{z}_{\text{Nutzer}}$  wird

**Tab. 6.11:** Parametersatz für das Modell aus Abb. 6.9

Angegeben sind Median und der Interquartilabstand zwischen dem 0,25- und dem 0,75-Quantil der ermittelten Parametersätze aller Probanden.

Bauteil	Median	Interquartilabstand	Einheit
$m_1$	0,00197	0,0024	kg
$m_2$	0,00101	0,00039	kg
$n_1$	0,000605	0,0016	$\text{m N}^{-1}$
$n_2$	0,000593	0,00088	$\text{m N}^{-1}$
$n_3$	0,000729	0,0012	$\text{m N}^{-1}$
$r_1$	3,72	2,02	$\text{N s m}^{-1}$
$r_2$	1,11	1,54	$\text{N s m}^{-1}$
$r_3$	79,2	55,8	$\text{N s m}^{-1}$

dabei die Modellfunktion (6.4) verwendet. Zur Berücksichtigung der Fehler wird die stochastische Fehlerfortpflanzung nach GAUSS verwendet [239, Kap. 5]. Unter der Annahme, dass das Impedanzmodell mit  $\sigma_{\underline{z}} = 0$  keine Fehler aufweist, ergibt sich der Mittelwert und die Standardabweichung der Auslenkungswahrnehmung  $\xi'_{\theta} = \xi'_{\theta, \text{Mittelwert}} + \sigma_{\xi}$  nach Gl. (6.5) und Gl. (6.6).

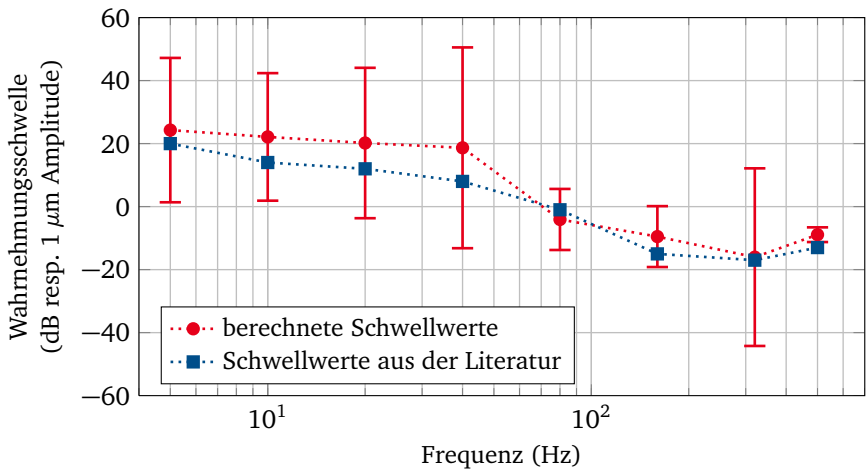
$$\xi'_{\theta, \text{Mittelwert}} = \frac{F_{\theta, \text{Mittelwert}}}{|j\omega \cdot \underline{z}_{\text{Nutzer}}|} \quad (6.5)$$

$$\begin{aligned} \sigma_{\xi} &= \sqrt{\left| \frac{\partial \xi'_{\theta}}{\partial F_{\theta}} \right| \cdot \sigma_F^2 + \left| \frac{\partial \xi'_{\theta}}{\partial \underline{z}_{\text{Nutzer}}} \right| \cdot \sigma_{\underline{z}}^2} \\ &= \sqrt{\frac{1}{|\underline{z}_{\text{Nutzer}}|^2} \cdot \sigma_F^2} = \frac{1}{|\underline{z}_{\text{Nutzer}}|} \cdot \sigma_F \end{aligned} \quad (6.6)$$

Die so ermittelten hypothetischen Kennwerte der Auslenkungswahrnehmung  $\xi'_{\theta}$  und die ausgewählten Referenzdaten sind in Abb. 6.10 angegeben. Ein Vergleich kann hier mit einem einfachen Signifikanzkriterium vorgenommen werden, dem



Überschneiden der Streuungsbereiche beider Messreihen  $\pm\sigma$  um den jeweiligen Mittelwert. Da bei den ausgewählten Referenzdaten aus [105] keine Streuungsparameter angegeben sind, kann nur geprüft werden, ob die Referenzwerte  $\xi_\theta$  innerhalb des Streuungsbereiches der errechneten Werte  $\xi'_\theta$  liegen. Dies ist bei allen Frequenzen außer bei 500 Hz der Fall (Referenzwerte für Frequenzen größer 500 Hz sind in [105] nicht gegeben). Hier wird auch deutlich, dass die obige Annahme von  $\sigma_z = 0$  eine Einschränkung des Signifikanzkriteriums ist, da der dazugehörige Term in Gl. (6.6) den Streuungsbereich von  $\xi'_\theta$  noch weiter vergrößern würde.



**Abb. 6.10:** Berechnete und gemessene absolute Wahrnehmungsschwelle für auslenkungsdefinierte Stimuli  
Die angegebenen Messwerte sind [32] entnommen.

Die vorliegenden Daten bestätigen die These, dass die mechanische Impedanz des Nutzers  $z_{\text{Nutzer}}$  als Kopplungsparameter zwischen der Wahrnehmung von Auslenkungen und Kräften angesehen werden kann. Eine Erklärung der deutlich größeren Streuungen von Kraftwahrnehmungskennwerten gegenüber auslenkungsbasierten Kennwerten kann nicht eindeutig für den gesamten Frequenzbereich gefunden werden. Neben einer größeren Menge von Daten zur Kraftwahrnehmung könnte hier auch eine erweiterte Modellierung der Nutzerimpedanz zielführend sein.

---

## 6.4 Zusammenfassung der Messergebnisse

---

Im Rahmen dieser Arbeit werden absolute und differentielle Wahrnehmungsschwellen für vibrotaktile Kräfte gemessen. Dabei ist der betrachtete Frequenzbereich bis 1000 Hz und die im Vergleich zu anderen Studien große Anzahl von mindestens 25 Probanden pro Versuchsreihe herauszustellen. Die Messung der differentiellen Wahrnehmungsschwelle bei unterschiedlichen Referenzreizen legt nahe, dass  $a$  im erweiterten Weber-Bruch (s. Gl. (2.6)) nutzerabhängig ist. Für Referenzreize ab 250 mN ist dieser Effekt allerdings nicht mehr zu beobachten, die differentielle Wahrnehmungsschwelle ist in diesen Kraftbereichen unabhängig von der Größe des Referenzreizes. Im Rahmen der statistischen Analyse der Messdaten kann die Frequenz als hoch signifikanter Einflussparameter auf differentielle und absolute Wahrnehmungsschwellen ermittelt werden. In Bezug auf andere Einflussfaktoren wie Alter oder die Größe der Fingerspitze liefert die Analyse Anhaltspunkte für einen Einfluss, die mit bisher bekannten Ergebnissen anderer Studien konform gehen. Die verwendete Methodik ist dabei für weitere Messungen zur Erhöhung der statistischen Aussagekraft direkt nutzbar.

Die Messergebnisse bestätigen damit grundsätzliche Zusammenhänge und Erkenntnisse aus anderen Studien. Neue Daten werden insbesondere für große Signalfrequenzen ermittelt, die differentielle Wahrnehmungsschwelle ebenfalls systematisch bei unterschiedlichen Frequenzen und unterschiedlichen Referenzgrößen untersucht. Der experimentelle Nachweis der mechanischen Impedanz als Kopplungsparameter zwischen der Wahrnehmung von Kräften und kinematischen Größen erlaubt eine deutlich erweiterte Nutzung von bereits ermittelten Wahrnehmungskennwerten im Systemdesign. Im folgenden Kapitel werden die erweiterten Kenntnisse über die Dynamik der haptischen Kraftwahrnehmung und die Verkopplung durch die mechanische Impedanz anhand dreier Beispiele auf den Entwurf und die Entwicklung haptischer Systeme angewendet.

---

## 7 Nutzung der experimentellen Ergebnisse zur Erweiterung der Entwurfsbasis für haptische Systeme

Ziel dieser Arbeit ist ein Beitrag zum Entwurf aufgabenspezifischer haptischer Systeme. In diesem Kapitel werden drei Anwendungen der im Rahmen dieser Arbeit ermittelten Ergebnisse vorgestellt: Abschnitt 7.1 diskutiert die systematische Anwendung von Kennwerten zur haptischen Wahrnehmung im Rahmen des Entwurfsprozesses und die sich aus dieser Arbeit ergebenden Vereinfachungen zur Ermittlung dieser Kennwerte. Abschnitt 7.2 beschreibt die Konzeption eines angepassten Kraftsensors auf Basis der ermittelten Kennwerte. Ziel ist die Verringerung technischer Anforderungen durch stärkere Berücksichtigung der Wahrnehmung ohne Minderung der haptischen Darstellungsqualität. Abschnitt 7.3 untersucht die Eignung der haptischen Transparenz  $T_H$  als Evaluationskriterium für haptische Systeme.

---

### 7.1 Psychometrische Kennwerte in der Anforderungsermittlung haptischer Systeme

---

Bekannte Entwicklungsmodelle wie das Wasserfallmodell [66] oder das *V-Modell* [349] kennen Phasen zur Anforderungsermittlung. Diese Phasen enden mit der Definition eines Systemlastenhefts, aus dem wiederum die Anforderungslisten der Einzelkomponenten abgeleitet werden. In Bezug auf haptische Systeme müssen spätestens in diesen Anforderungslisten Eigenschaften der menschlichen Wahrnehmung beispielsweise als Auflösungs- und Fehlergrenzen berücksichtigt werden.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass insbesondere absolute Wahrnehmungsschwellen eng mit der mechanischen Nutzerimpedanz verknüpft sind (s. Abschnitt 6.3). Die mechanische Nutzerimpedanz wiederum ist abhängig von der verwendeten Griffsituation und den Kontaktkräften, wie u.a. aus Arbeiten von KERN

---

hervorgeht [197, 196, 202]. Daher ist es empfehlenswert, die Phase der Anforderungsermittlung für haptische Systeme in zwei Abschnitte aufzuteilen. Die erste Phase - im Folgenden Interaktionsanalyse genannt - adressiert die ergonomischen Aspekte des geplanten Systems, in der zweiten Phase werden die für das System relevanten Wahrnehmungskennwerte ermittelt.

---

### 7.1.1 Interaktionsanalyse

---

Ziel der Interaktionsanalyse ist die Festlegung der verwendeten Griffhaltung und die Definition der Freiheitsgrade, in denen eine haptische Rückmeldung erfolgt. Dabei sind auch die Interaktionsprimitive zu identifizieren, für die eine haptische Rückmeldung angestrebt wird. Aus diesen können dann die für die Wahrnehmung nötigen Parameter wie Kontaktflächengröße und Dynamikbereiche abgeschätzt werden. Insbesondere bei Systemen, die haptische Sinneskanäle neu ansprechen, bei denen also kein bekanntes „Gefühl“ für die Anwendung existiert, ist zu überdenken, ob tatsächlich Telepräsenz gewünscht ist, oder eine haptische Darstellung ordinal geordneter Ereignisse ausreichend ist. In diesem Fall wird für die haptische Darstellung keine Regelung notwendig, was die Entwicklung vereinfacht. Die ergonomische Analyse sollte ebenfalls eine Quantifizierung der die haptische Wahrnehmung beeinflussenden Parameter beinhalten. Nach den Ergebnissen dieser Arbeit (s. Abschnitt 6.2) ist dies insbesondere die Analyse der Anwendergruppe auf eine mögliche Alterseinschränkung.

Ein weiteres Ziel dieser Phase ist die Quantifizierung des gewünschten Nutzen des Systems. Davon ausgehend können Performanzkriterien für das Gesamtsystem bestimmt werden. Beispiele für Performanzkriterien sind die Erfüllungszeit definierter Aufgaben oder die kognitive Belastung des Ausführenden (vergl. Abschnitt 3.3.4). In der den Gesamtentwurf abschließenden Validierungsphase können diese Performanzkriterien mit geeigneten Tests beurteilt werden.

---

### 7.1.2 Bestimmung der relevanten psychometrischen und mechanischen Kennwerte

---

Nach der Interaktionsanalyse können die nötigen Wahrnehmungsparameter und die mechanische Impedanz des Nutzers in der gewählten Griffsituation analysiert werden. Nach den Ergebnissen in Abschnitt 6.3 ist dabei nur eine Analyse der Auslenkungswahrnehmung nötig, Parameter der Kraftwahrnehmung können mit

---

Hilfe der mechanischen Nutzerimpedanz bestimmt werden. Diese Kennwerte gehen in das entsprechende Systemlastenheft mit ein, da sie die Evaluationsmethoden für das Gesamtsystem wie die Analyse der regelungstechnischen Stabilität oder der haptischen Transparenz Rahmenbedingungen und zu erreichende Kennwerte beschreiben.

Zur messtechnischen Erfassung psychometrischer Größen empfiehlt sich für den unidimensionalen Fall ein Messaufbau ähnlich dem Impedanzmessplatz (siehe Abschnitt C.2). Reize werden durch einen elektrodynamischen Wandler dargestellt, wofür sich ein kommerziell erhältlicher Shaker eignet. Aufgrund der Messanforderungen muss die Sensorik angepasst werden. So sollte ein geschwindigkeitsproportionales Messprinzip für kinematische Größen vorgesehen werden. Hier stellt sich ein günstigeres Verhältnis zwischen Signaldynamik und der Signalqualität ein, weil auch kleine Geschwindigkeiten direkt gemessen werden und nicht durch Ableitung aus Wegsignalen ermittelt werden müssen. Dieses Signal dient auch als Rückführung für die Regelung, wobei diese nur die Eigenschaften des Messsystems kompensieren muss. Durch die Definition der Reize über die Differenzgröße Geschwindigkeit ist der Nutzer nicht mehr Teil der Regelstrecke.

Zur Bestimmung der Impedanz muss ein Kraftsignal aufgezeichnet werden. Aufgrund der hohen Überlastfestigkeit kann hier der Einsatz von piezoelektrischen Sensoren sinnvoll sein, wenn keine statischen Größen aufgezeichnet werden müssen. Müssen statische Kennwerte ermittelt werden, sind piezoresistive Sensoren prädestiniert. In beiden Fällen muss der Einfluss des Messaufbaus auf das gemessene Kraftsignal berücksichtigt werden. Wenn die mechanische Kopplung zwischen Kraftsensor und Nutzer als ausreichend unnachgiebig angesehen werden kann, ist eine Korrektur wie in Abschnitt 4.5 beschrieben möglich.

Dieser Aufbau kann sowohl zur Messung der mechanischen Impedanz als auch von Wahrnehmungskennwerten genutzt werden. Zur Messung psychometrischer Kennwerte ist dabei nach den Ergebnissen aus Kapitel 5 die Verwendung der  $\Psi$ -Methode zu empfehlen, die sehr schnell genaue Werte liefert. Die Randbedingungen der Messung sollten sich möglichst nahe an den Randbedingungen der intendierten Anwendung des Systems befinden.

In Einzelfällen kann die ergonomische Interaktionsanalyse zu Griffsituationen führen, die nicht mehr eindimensional betrachtet werden können. In diesem Fall müssen geeignete Messaufbauten zur Ermittlung von Wahrnehmungskennlinien entworfen werden. Hier können auch kommerzielle haptische Systeme eine mögliche Alternative sein. Je nach Anwendung können auch andere psychometrische Kennwerte

---

relevant für den Entwurf sein. Beispiele sind Zweipunktschwellen, Skalierungsparameter oder die Gleichheit verschieden definierter Reize.

Die ermittelten Kennwerte fließen dann in die Anforderungslisten der Einzelkomponenten mit ein. Zur weiteren Erstellung dieser Listen und möglichen Umsetzungen sind Systematisierungen wie die Clusterbildung von KERN ([201], siehe Abschnitt 3.3.1) sinnvoll, da hier auf einfache Weise Erfahrungswissen berücksichtigt werden kann.

---

### 7.1.3 Einordnung in den Gesamtentwurf

---

Mit dieser Aufteilung der Anforderungsermittlung werden also auch die Phasen der Verifizierung und der Validierung im Entwurfsverfahren beeinflusst. Im Rahmen der Verifizierung der Systemkomponenten müssen nur die aus den Kennwerten abgeleiteten Einzelanforderungen geprüft werden. Die Beurteilung der haptischen Qualität des Systems kann durch die im folgenden Abschnitt 7.3 dargestellte Betrachtung der Transparenz als universelles Gütekriterium für Teleoperationssysteme erfolgen. Weitere Verifikationsschritte auf Systemebene sind dann unabhängig von der Evaluation der haptischen Darstellungsqualität. Der Nutzen des Gesamtsystems wird dann in der Validierung durch die vorher definierten Performanzkriterien (siehe Abschnitt 3.3.4) nachgewiesen bzw. quantifiziert.

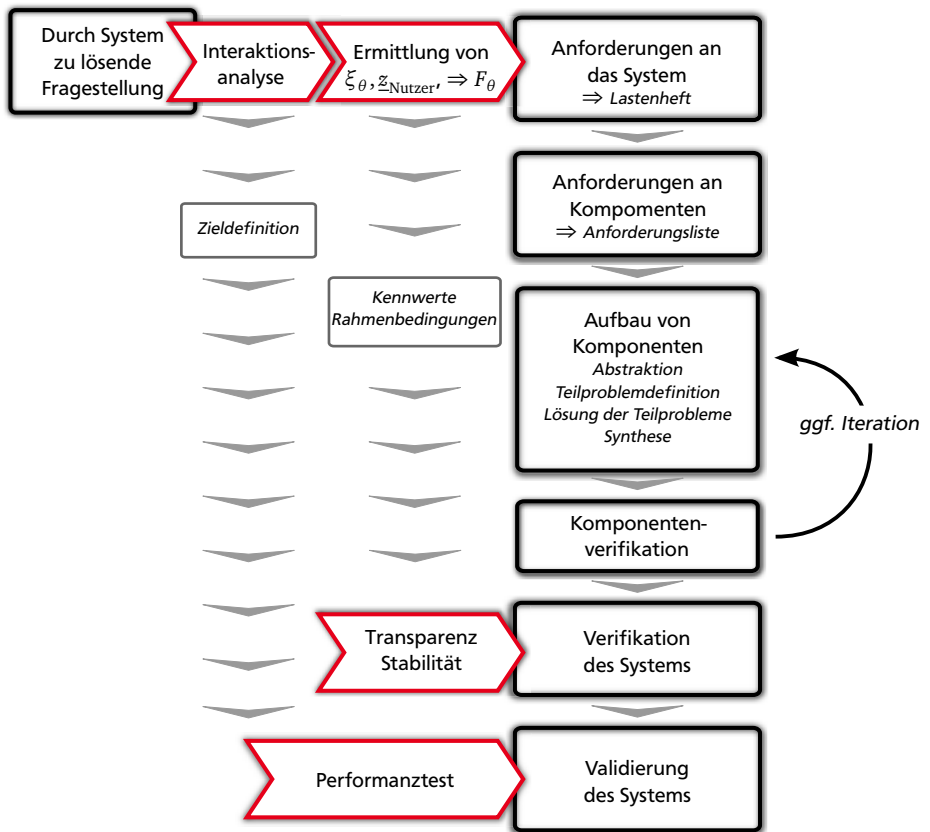
Dieses Vorgehen hat gegenüber der von SAMUR vorgeschlagenen Evaluation auf Basis von definierten Tests den Vorteil [308], dass die Aspekte der Systemverifizierung, der Verifizierung des haptischen Eindrucks und der Beurteilung des Nutzens des Gesamtsystems unabhängig voneinander durchgeführt werden können. Abbildung 7.1 zeigt die Einordnung der vorgeschlagenen Schritte in das Wasserfallmodell zur methodischen Entwicklung.

---

## 7.2 Entwurf von Systemkomponenten: Haptische Kraftsensoren

---

Der Einsatz von Kraftsensoren in haptischen Systemen ist aufgrund der hohen Anforderungen an Auflösung und Überlastfähigkeit kosten- und konstruktionsaufwändig [296]. Daher werden sie nur selten eingesetzt, auch wenn durch sie die haptische Darstellungsqualität, z.B. durch den Einsatz impedanz geregelter Systeme, verbessert werden kann. Neben den qualitativen Vorteilen ist ein angepasster Entwurf von Kraftsensoren auch von wirtschaftlicher Bedeutung: Es ist zu vermuten, dass günstigere und qualitativ hochwertigere Systeme im Sinne einer besseren haptischen



**Abb. 7.1:** Erweitertes Wasserfallmodell für den wahrnehmungsbasierten Entwurf haptischer Systeme

Die Einordnung der Interaktionsanalyse und die Ermittlung psychometrischer und mechanischer Kennwerte erfolgt direkt nach der Definition der zu erfüllenden Aufgabe. Aus beiden Schritten ergeben sich nötige Zielvorgaben und Kennwerte für die Verifikation und Validierung des Systems. Diese erfolgt durch die Analyse von Stabilität und haptischer Transparenz sowie die Durchführung von Performanztests mit dem Nutzer.

---

Darstellung zu einer größeren Akzeptanz und größerem Absatz von haptischen Systemen führen.

Auf Seiten des Bedienelements werden die Anforderungen an die Sensoren dabei durch das Ausübungsvermögen des Menschen definiert. Die Dynamik, Auflösung und der Nennbereich sind dabei moderat (siehe Abb. 2.5) und können durch konventionelle Sensoren gut abgedeckt werden. Höhere Anforderungen ergeben sich für Kraftsensoren, die auf Manipulatorseite eingesetzt werden. Sie werden für die Kraftmessung bei Verfahren wie dem *Perceptual Deadband Coding* (s. Abschnitt 3.4.1) oder bei der Transientenmodellierung von Kontaktsituationen benötigt. Die gemessenen Kräfte müssen die vom taktilen und kinästhetischen System des Menschen wahrnehmbaren Kräfte in Bezug auf Dynamik, Orts- und Amplitudenauflösung abdecken. Ausgehend von den in Abschnitt 2.3 dargestellten Eigenschaften der Rezeptoren und den in Kapitel 6 ermittelten Kennwerten und Zusammenhängen können hier deutliche Unterschiede zwischen der menschlichen Wahrnehmung und der technischen Kraftmessung festgestellt werden. Diese Unterschiede beziehen sich insbesondere auf den grundsätzlichen Aufbau, die Art der Amplitudenauflösung, die Bandbreite und die Überlastfestigkeit.

**Anzahl der verfügbaren Primärsensoren** Die menschliche Wahrnehmung basiert auf vier unterschiedlichen Rezeptortypen, während konventionelle Kraftsensoren meist nur auf einem einzelnen Sensorprinzip basieren. Die einzelnen Rezeptoren sind dadurch deutlich spezialisierter.

**Amplitudenquantisierung** Wie in Abschnitt 6.1.2 dargestellt, basiert die Auflösungsfähigkeit der menschlichen Wahrnehmung auf einer relativen Skalierung. Technische Sensoren lösen basierend auf dem Funktionsprinzip und der nachfolgenden, häufig digitalen Signalverarbeitung mit einer absoluten Auflösung auf. Dies führt dazu, dass konventionelle Kraftsensoren in haptischen Systemen große Nennkräfte zu fein und geringe Nennkräfte häufig nicht ausreichend auflösen.

**Bandbreite und örtliche Auflösung** Die Bandbreite der menschlichen Wahrnehmung entspricht insgesamt der Bandbreite technisch möglicher Systeme, allerdings ist nicht für jede örtliche Auflösung eine gleich große Bandbreite erforderlich. Die örtlich hochempfindlichen NP-III-Rezeptoren reagieren nur auf niedrige Frequenzen, während die örtlich unempfindlichen PC-Rezeptoren eine hohe Dynamik aufweisen.

**Überlastfähigkeit** Technisch realisierbare Kraftsensoren haben vergleichsweise niedrige Überlastkapazitäten. Wenn die Überlastfähigkeit des Menschen als der



---

Bereich zwischen absoluter Wahrnehmungsschwelle und der Schmerzschwelle definiert wird, erreicht der Mensch eine Überlastfähigkeit von bis zu 100 dB [222].

Die Unterschiede zwischen technischer und biologischer Kraftmessung sind in der hohen Funktionsspezialisierung der einzelnen Wahrnehmungskanäle des Menschen begründet (siehe Abschnitt 2.3). Abbildungen 7.2, 7.3 und 7.4 zeigen eine Einordnung der einzelnen Wahrnehmungskanäle in Bezug auf Orts- und Amplitudenauflösung und Bandbreite, basierend auf Tabelle 2.2 und Kapitel 6. Es wird deutlich, dass nicht alle Bereiche des durch die Parameter aufgespannten Raums abgedeckt werden, weil diese sich evolutionär als nicht notwendig herausgestellt haben. Aus diesem Grund bietet es sich an, auch bei der technischen Realisierung eine Funktionsaufteilung in Bezug auf verschiedene Parameter vorzunehmen. Es ist zu beachten, dass alle vorgestellten Kennwerte auf den Messungen in Kapitel 6 mit der in Abb. 6.1 dargestellten Kontaktsituation beruhen. Ist eine andere Kontaktsituation für eine Anwendung vorgesehen, müssten die Werte für die absolute und differentielle Wahrnehmungsschwelle entsprechend angepasst werden.

---

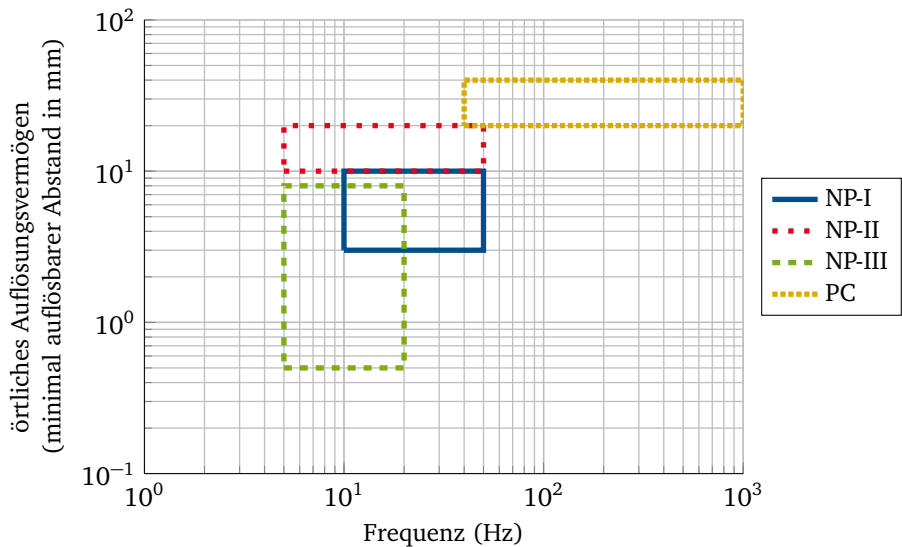
### 7.2.1 Funktionsaufteilung zur Komplexitätsreduktion

---

Eigenschaften von Sensorprinzipien können ebenfalls in Darstellungen wie Abb. 7.2, 7.3 und 7.4 visualisiert werden. Jedes Sensorprinzip lässt sich dabei durch die mögliche Orts- und Amplitudenauflösung und Bandbreite charakterisieren. Ziel eines Kraftsensorentwurfs ist es, die von den Rezeptoren wahrgenommenen Bereiche abzudecken. Dies ist durch ein einzelnes Sensorprinzip nur mit sehr hohem Aufwand möglich.

Durch die Verwendung von mehreren Sensorprinzipien können die Anforderungen an das einzelne Prinzip weiter reduziert werden. Neben den oben dargestellten Dimensionen Ortsauflösung, absolute Amplitudenauflösung und dynamische Bandbreite kann die Funktionsaufteilung auch anhand der relativen Amplitudenquantisierung (differentielle Wahrnehmungsschwelle) oder der möglichen Richtungswahrnehmung erfolgen. Welche Funktionsaufteilung sinnvoll ist, muss aus dem jeweiligen Teleoperationsszenario und den Fähigkeiten der Aktorik abgeleitet werden. Die Aktorikentwicklung ist insbesondere für die Darstellung von Oberflächenstrukturen eine größere technische Herausforderung als die Entwicklung von Sensorik. Mögliche Realisierungen solcher Funktionsaufteilungen sind im Folgenden dargestellt:

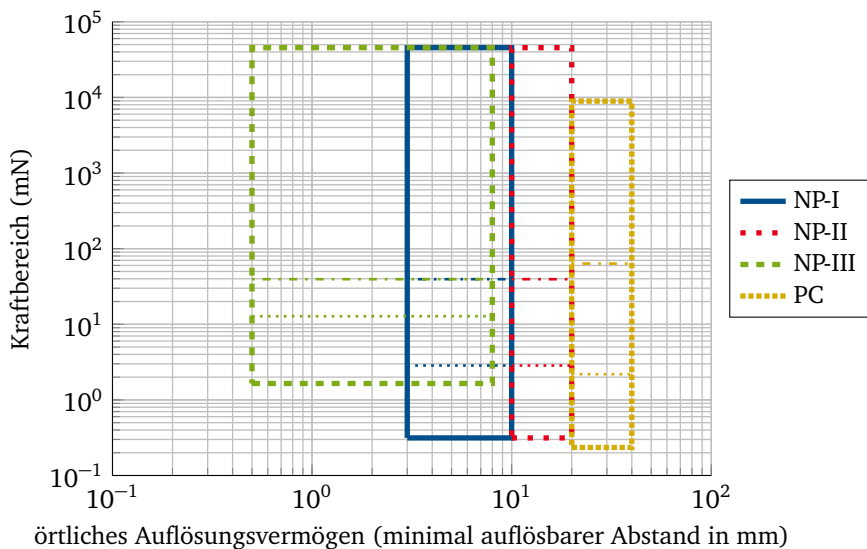
**Örtliches Auflösungsvermögen** Am offensichtlichsten ist die nicht notwendige Ortsauflösung bei hohen Frequenzen (siehe Abb. 7.2). Für Frequenzen über 20 Hz



**Abb. 7.2:** Ortsauflösung der Mechanorezeptoren in Abhängigkeit von der Frequenz  
 Daten stammen sind Tabelle 2.2 entnommen. Die Ortsauflösung ist angegeben als Bereich zwischen spatialer Auflösungsgrenze und dem doppelten Durchmesser eines rezeptiven Feldes. Die Angabe des örtlichen Auflösungsvermögens ist dabei so zu interpretieren, dass Strukturen kleiner der angegebenen Obergrenze für den jeweiligen Rezeptorkanal örtlich aufgelöst werden sollten. Die nötige Auflösung ist dann durch die Auflösungsgrenze der jeweiligen Rezeptoren gegeben.

ist keine Ortsauflösung von kleiner als 2 mm nötig, ab 50 Hz steigt die nötige Auflösung sogar auf 20 mm. Es ist allerdings zu beachten, dass die örtliche Auflösung der Sensorik durch die auftretende Relativbewegung zwischen Sensor und Interaktionsumgebung geringer gewählt werden muss [296]. Aus Abb. 7.3 wird zudem deutlich, dass Kraftauflösung und -wiederholgenauigkeit bei hoher Ortsauflösung geringer sein können als bei niedriger Ortsauflösung.

Wenn das haptische Bedienelement keinerlei spatial aufgelösten Informationen darstellen kann, ist eine Kraftmessung in dieser Form auch nicht notwendig. Dieser Fall ist bei den meisten kommerziellen haptischen Bedienelementen gegeben. Wird ein zusätzliches taktiles Display verwendet, kann der taktile Kraftsensor an die verwendete taktile Aktorik angepasst werden. Der kinästhetische Teil des Displays nutzt eine punktbasierte Dar-



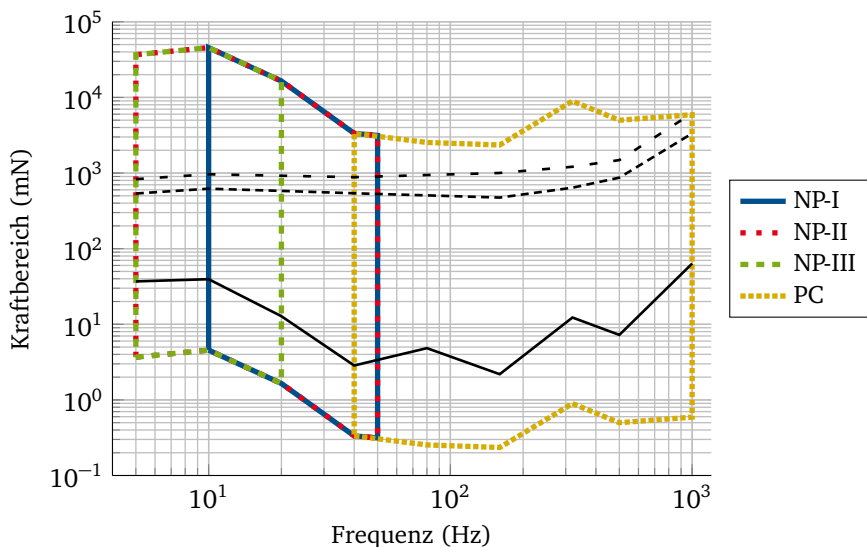
**Abb. 7.3:** Kraftdynamik der Mechanorezeptoren in Abhängigkeit vom örtlichen Auflösungsvermögen

*Kraftbereiche sind durch die absolute Wahrnehmungsschwelle im sensitiven Frequenzbereich des jeweiligen Rezeptors und einer angenommenen Dynamik von 80 dB definiert. Ebenfalls eingezeichnet ist die maximale (dünn punktiert-gestrichelte Linie) und minimale (dünn punktierte Linie) JND resp. der Wahrnehmungsschwelle im relevanten Frequenzbereich. Diese bestimmt die nötige Kraftauflösung des Sensors. Die Daten sind Tabelle 2.2 und Kapitel 6 entnommen.*

stellung und kann daher auch mit einer punktbasierten Kraftvektormessung angesteuert werden.

**Dynamik** Die Aufteilung der Dynamik an sich bringt neben der Reduktion der nötigen Ortsauflösung keine weiteren Vorteile, da weder Amplitudenauflösungen noch Nennbereiche deutlich reduziert werden können. Allerdings können aus der Anwendung mögliche Vereinfachungen entstehen: Wird z.B. mit primär nachgiebigen Umgebungen interagiert, kann die Bandbreite gegenüber der Interaktion mit harten Oberflächen weiter reduziert werden [200, 336].

In Bezug auf das Gesamtsystem ermöglicht eine Funktionsaufteilung in zwei Dynamikbereiche allerdings auch neuartige Aktorikkonzepte, z.B. in die Kinematik funktionsintegrierte hochdynamische Aktoren [302], die durch dezidiert-



**Abb. 7.4:** Kraftdynamik der Mechanorezeptoren in Abhängigkeit der Frequenz

*Kraftbereiche sind durch die absolute Wahrnehmungsschwelle im sensitiven Frequenzbereich des jeweiligen Rezeptors und einer angenommenen Dynamik von 80 dB definiert. Ebenfalls eingezeichnet ist die JND resp. der Wahrnehmungsschwelle (durchgezogene Linie), die JND resp. 250 mN (eng gestrichelt Linie) und die JND resp. 500 mN (weit gestrichelt Linie). Werte für die sensitiven Frequenzbereiche sind der Tabelle 2.2 entnommen, Werte für 5 Hz und 50 Hz linear inter- bzw. extrapoliert. Die Messdaten für die Kraftbereiche sind Kapitel 6 entnommen.*

te Sensoren mit gleichen Dynamikbereichen einfacher angesteuert werden können. Hier bietet es sich insbesondere an, die Aufteilung der Dynamik anhand der Grenze von kinästhetischem zu taktilen Bereich vorzunehmen. Da der Mensch im taktilen Frequenzbereich keine Stell- oder Störsignale aufbringen kann, könnte in diesem Bereich eine reine Steuerung zu ausreichend guten haptischen Eindrücken führen. KUCHENBECKER ET AL. demonstrieren dieses Verfahren im Rahmen der Transientenmodellierung von Kontaktsituationen [224] und für zusätzliche haptische Rückmeldung bei Chirurgierobotersystemen [225]. Durch dynamisch direkt angepasste Sensor- und Aktorsysteme kann daher der Entwurf komplexer Teleoperationssysteme vereinfacht werden, insbesondere die Auslegung der häufig sicherheitskritischen Regelung.

---

**Amplitudenquantisierung** Die größte technische Herausforderung für den Einsatz von Kraftsensoren ist die Bereitstellung einer ausreichend hohen Amplitudenauflösung bei gleichzeitiger Überlastfestigkeit. Hier bietet sich der Einsatz von zwei unabhängigen Sensorprinzipien in einem Kraftsensor zur Reduktion der komplexen Anforderungen an. Die primäre Unterscheidung wird dabei auf Basis der Nennkraft getroffen. Aus Abb. 7.4 ist zu entnehmen, dass in diesem Fall die nötige Amplitudenauflösung und Wiederholgenauigkeit angepasst werden kann und für kleine Nennbereiche auch Sensoren mit vergleichsweise schlechten Eigenschaften genutzt werden können. Zur Integration in das Gesamtsystem müssen diese Sensoren allerdings eine sehr hohe Überlastfestigkeit oder sogar eine Überlastsicherheit aufweisen.

Ein weiterer, im Rahmen dieser Arbeit nicht berücksichtigter Aspekt ist die Wahrnehmung der Raumrichtung, aus der eine haptische Anregung wirkt. Sie ist aufgrund der unterschiedlichen Rezeptoreigenschaften aller Voraussicht nach ebenfalls von Dynamik und Kraftamplitude abhängig. Im Vergleich zu den hier vorgestellten Ergebnissen ist sie allerdings stark mit dem verwendeten Griffschema (siehe Abschnitt 2.5) und der Freiheitsgradaufteilung des Teleoperationssystems verbunden und kann daher nur eingeschränkt allgemeingültig untersucht werden. Ansätze zu dieser Fragestellung werden in Kapitel 8 vorgestellt.

---

## 7.2.2 Auslegung der unterschiedlichen Prinzipien

---

Ist eine für die Anwendung geeignete Funktionsaufteilung definiert, können die benötigten Sensorprinzipien ausgewählt und ausgelegt werden. Hierzu bietet sich eine Aufteilung der Realisierung jedes Sensorprinzips in vier allgemeine Funktionselemente an. Diese sind die Krafteinleitung in den Sensor, eine mechanische Umformung, der mechanisch-elektrische Wandler und die Komponenten zur Überlastsicherung. Für Sensoren ohne Hilfsenergiezuführung ist keine mechanische Umformung nötig. Dieses Vorgehen soll anhand einer Funktionserweiterung des Kraftsensors für das chirurgische Teleoperationssystem INKOMAN (s. Abb. 3.2) demonstriert werden. Die Funktionserweiterung bezieht sich dabei auf die zusätzliche Messung taktiler Informationen, um eine erweiterte Palpation zu ermöglichen. Hierzu wird die Verwendung von zwei Sensorprinzipien vorgesehen. In der Auslegung wird eine Aufteilung der darzustellenden Kraftamplituden vorgenommen, um die Anforderungen an die Amplitudenauflösung der einzelnen Sensorprinzipien zu verringern. Eine Aufstellung möglicher Realisierungen der Funktionselemente des Kraftsensors zeigt Tabelle 7.1.

**Tab. 7.1:** Mögliche Realisierung der Funktionselemente eines haptischen Kraftsensors [143]

	<b>taktiler Sensor</b>	<b>kinästhetischer Sensor</b>
<i>Krafteinleitung</i>	direkte Kopplung sphärische Struktur	taktiler Sensor
<i>mechanische Umformung</i>	direkte Kopplung Verformungskörper translatorische Umformung (Abschattung, Platte) undefinierte Form (Gel, Elastomer)	direkte Kopplung Verformungskörper Funktionselement des Manipulators
<i>mechanisch-elektrische Wandlung</i>	kapazitiv (Abstandsänderung) piezoresistiv (Dehnungsänderung) resistiv (Dehnungsänderung) optisch (Änderung des Lichtstroms) piezoelektrisch (Detektion mechanischer Spannung) induktiv (Änderung von Abstand, Permeabilität) magnetisch (Änderung von Abstand, Fluss)	kapazitiv (Abstandsänderung) piezoresistiv (Dehnungsänderung) resistiv (Dehnungsänderung) intrinsisch (z.B. Aktorstrom)
<i>Überlastfestigkeit</i>	mechanischer Anschlag intrinsisch überlastfest	mechanischer Anschlag intrinsisch überlastfest Kraftnebenschluss

Aus der geplanten Anwendung wird abgeleitet, dass die Darstellung örtlich aufgelöster Informationen zum einen an dem Finger erfolgen muss, mit dem auch die Instrumentenplattform von INKOMAN (vergl. [193, 304, 297]) gesteuert wird. Weiterhin kann abgeleitet werden, dass die taktile Rückmeldung immer mit einer Relativbewegung zwischen Manipulator und Interaktionsumgebung verbunden ist. Dies lässt sich z.B. durch das Rück- bzw. Ausweichen von Gewebe bei Berührung begründen. Tabelle 7.2 zeigt die abgeleiteten Anforderungen an den taktilen und kinästhetischen Sensor.

**Tab. 7.2:** Anforderungen an einen erweiterten Kraftsensor mit Funktionsaufteilung für INKOMAN

	taktiler Sensor	kinästhetischer Sensor	Quelle
<i>Nennkraft</i>	1 N	20 N	[46, 141, 277]
<i>Kraftauflösung</i>	1 mN	50 mN	siehe Kapitel 6
<i>Bandbreite</i>	10 Hz bis 3 kHz	quasistatisch bis 50 Hz	[319]
<i>Anzahl der Freiheitsgrade</i>	1-2 (normal und lateral)	3	bedarf weiterer Untersuchungen
<i>spatiale Auflösung</i>	1 x 1 mm <sup>2</sup> , 20 x 20 Sensorelemente in Matrixanordnung	einzelner Kraftvektor	[228]
<i>Wiederholgenauigkeit</i>	10 %	5 %	auf Nennbereich bezogen, basiert auf relevanter JND mit Sicherheitsfaktor 2

Im Vergleich zu den in [297] ermittelten Anforderungen sinken die Anforderungen an die absolute Kraftauflösung und die obere Grenzfrequenz. Dadurch können z.B. andere Topologien für den Verformungskörper genutzt werden, die durch die geringere Dynamik ein besseres Übertragungsverhalten von Eingangskraft zu Dehnung erlauben. Weiterhin ermöglicht die geringere Dynamik die Erzeugung höherer Dehnungen, die wiederum einen positiven Effekt auf die verwendete Aufbau- und Verbindungstechnik haben. Für diese können Materialsysteme mit geringerer

---

Dehnungsübertragung in Betracht gezogen werden, die den Aufbau der Sensoren erleichtern.

Durch definierte Schnittstellen (nicht dargestellt) können die einzelnen Funktionselemente unabhängig voneinander ausgewählt werden. Zur Auswahl der mechanischen Umformung und der mechanisch-elektrischen Wandlung stehen umfangreiche Aufstellungen in [257, 297] zur Verfügung. Dieses Konzept einer Kraftsensortopologie für den Einsatz in medizinischen Teleoperationssystemen wie INKOMAN wird in [143] vorgestellt und zum Patent angemeldet [140]. Im Rahmen dieser Arbeit erfolgt keine Realisierung des Konzepts.

---

### 7.3 Transparenz als universelles Gütekriterium

---

Wie in Abschnitt 3.3.4 angegeben, existieren kaum Evaluationskriterien, die auf aufgabenspezifische haptische Systeme angewandt werden können und eine Aussage über die Qualität der haptischen Darstellung erlauben. Aufbauend auf den Ergebnissen dieser Arbeit kann aber das Entwurfsziel „transparentes Übertragungsverhalten“ (s. Abschnitt 3.3.4 und [193]) in ein allgemeingültiges Gütekriterium weiterentwickelt werden. Die Herleitung dieses Gütekriteriums basiert auf der Definition der haptischen Transparenz  $\underline{T}_H$  aus Abschnitt 3.3.4 und des im Folgenden hergeleiteten Fehlermaßes  $\underline{E}_T$  sowie den oben dargestellten Ergebnissen dieser Arbeit.

---

#### 7.3.1 Fehlermaß der Transparenz

---

Da reale Systeme die in Abschnitt 3.3.4 dargestellten Entwurfsziele von minimaler Impedanz des Bedienelements und maximaler Impedanz des Manipulators nicht erreichen können, wird ausgehend von Gl. (3.2) ein Fehlermaß  $\underline{E}_T$  basierend auf den Arbeiten von HEREDIA ET AL. definiert [151]. Dort wird die Abweichung der dem Nutzer dargestellten Impedanz  $\underline{z}_t$  von der tatsächlichen Impedanz der Interaktionsumgebung  $\underline{z}_e$  als absoluter dynamischer Fehler definiert:

$$\underline{E}'_T = \underline{z}_t - \underline{z}_e.$$

Für die weitere Betrachtung wird dieses Fehlermaß zu einem relativen Fehler erweitert, um die Vergleichbarkeit mit anderen Fehlerbeschreibungen zu ermöglichen:

$$\underline{E}_T = \frac{\underline{E}'_T}{\underline{z}_e} = \frac{\underline{z}_t - \underline{z}_e}{\underline{z}_e} \quad (7.1)$$



---

Mit dieser Definition werden alle möglichen Fehler des haptischen Systems beschrieben. Für eine gute haptische Darstellung gilt mit Gl. (7.1) das Optimierungskriterium

$$\underline{E}_T \rightarrow 0, \quad (7.2)$$

wobei  $\underline{E}_T$  nicht nur frequenz-, sondern auch abhängig vom jeweiligen Arbeitspunkt des Displays und Manipulators ist. Aus Gl. (7.2) lässt sich aber immer noch keine Aussage ableiten, welcher Fehler  $\underline{E}_T$  zulässig ist, um eine gute bzw. ausreichende Qualität der haptischen Darstellung zu gewährleisten.

Eine Abschätzung von zulässigen Fehlern existiert mit einer Grenze von  $|\underline{E}_T| \leq \pm 3 \text{ dB}$  [205], die aber keine Aussage über die Qualität der haptischen Darstellung zulässt, sondern eher regelungstechnischen Aspekten Rechnung trägt. Eine weitere Analyse dieses Fehlermaßes unter Berücksichtigung von Wahrnehmungsschwellen und der Nutzerimpedanz zur Optimierung der haptischen Darstellung ist daher notwendig, um eine Schranke für zulässige Fehler zu erhalten.

---

### 7.3.2 Gedankenexperiment zur Berücksichtigung der Wahrnehmung

---

Die Beschreibung der Transparenz und des Fehlerkriteriums  $\underline{E}_T$  ist nach den obigen Ausführungen unabhängig von Wahrnehmungsparametern, sondern nur abhängig von technischen Systemkomponenten. Im Gegensatz zu bestehenden Literaturmeinungen (z.B. [308]) ist allerdings anzunehmen, dass Eigenschaften der Wahrnehmung einen deutlichen Einfluss auf die Bewertung der Transparenz eines gegebenen Systems ausüben und damit eine Performanzmetrik für die Güte eines Systems definiert werden kann. Hierzu wird ein Gedankenexperiment durchgeführt [322], das auf den folgenden Annahmen über das genutzte Teleoperationssystem nach Abb. 3.5 und den Nutzer basiert:

#### Annahmen über den Nutzer

1. Der sensorische Teil der Wahrnehmung kann als lineares System aufgefasst werden (siehe Abschnitt 2.4.4). Der Identifikationsteil der Wahrnehmung (vergl. [370]) wird nicht weiter betrachtet.
2. Es existieren bekannte, frequenzabhängige Wahrnehmungsschwellen für Kraft- und Auslenkungswahrnehmung, die mit  $F_\theta$  und  $\xi_\theta$  beschrieben wer-

den können und über die komplexe mechanische Impedanz des Nutzers miteinander verkoppelt sind (siehe Abschnitt 6.3).

3. Es existiert eine bekannte Nutzerimpedanz  $\underline{z}_{\text{Nutzer}}$ , die allerdings von weiteren Parametern wie Umgebungstemperatur, Kontaktkraft etc. abhängig ist. Diese Parameter werden hier als bekannt und im Rahmen des Experiments als unveränderlich angenommen.

### Annahmen über das Teleoperationssystem

1. Das Teleoperationssystem ist ideal transparent, d.h.  $|\underline{T}_H| = 1$  bzw.  $|\underline{E}_T| = 0$  und im Rahmen aller hier vorgenommenen Betrachtungen regelungstechnisch stabil.
2. Das Teleoperationssystem kann Kräfte und Geschwindigkeiten unterhalb der Wahrnehmungsschwelle des Nutzers reproduzierbar auflösen, d.h.  $F_{\text{meas,min}} \ll F_\theta$  und  $\xi_{\text{meas,min}} \ll \xi_\theta$ .
3. Die Interaktionsumgebung ist passiv und kann über eine mechanische Impedanz  $\underline{z}_e$  beschrieben werden (d.h.  $\underline{v}_{\text{ind,e}} = 0$ ).
4. Der Nutzer ist in der Lage, dem Teleoperationssystem eine mechanische Energie zuzuführen, ohne dass dies eine sensorische Wahrnehmung bedingt. Dies ist zum Beispiel möglich, wenn die Fingerspitzen den Kontakt mit einem Teleoperationssystem ermöglichen, die dazugehörige Hand aber nur durch eine Flexion des Ellenbogengelenks bewegt wird.

Diese Annahmen sind keine Einschränkung der Allgemeingültigkeit der folgenden Betrachtungen mit Ausnahme der Passivität der Interaktionsumgebung. Diese ist in vielen Teleoperationsanwendungen allerdings gegeben bzw. kann in weiten Bereichen angenommen werden [373].

---

### Gedankenexperiment Teil A: Große Nutzerimpedanz

---

Für den Fall einer Nutzerimpedanz, die größer als die darzustellende Impedanz der Interaktionsumgebung ist, gilt

$$\Rightarrow \frac{\underline{z}_{\text{Nutzer}}}{j\omega \xi_{\underline{z}_{\text{Nutzer}}}} > \frac{\underline{z}_e}{j\omega \xi_{\underline{z}_e}}. \quad (7.3)$$

Da das Teleoperationssystem ideal ist, wird die Impedanz der Interaktionsumgebung auch direkt dem Nutzer dargestellt. Für die weitere Betrachtung wird für die Betrachtung der Interaktion zwischen Umgebung und Nutzer zwischen Admittanz- und Impedanzsystemen (siehe Abschnitt 3.2) unterschieden.

### Admittanzsystem

Bei einem Admittanzsystem kann der Nutzer als Kraftquelle dargestellt werden, die Interaktionskraft mit dem Teleoperationssystem sei mit  $\underline{F}_{\text{Nutzer,int}}$  bezeichnet. Aufgrund des idealen Verhaltens des Systems gilt mit Gl. (7.3)

$$\begin{aligned}\underline{F}_{\text{Nutzer,int}} &= \underline{F}_e \\ \Rightarrow \underline{\xi}_{\text{Nutzer}} &= \underline{\xi}_e\end{aligned}\tag{7.4}$$

Wenn die Interaktionskraft  $\underline{F}_{\text{Nutzer,int}}$  kleiner oder gleich der Kraftwahrnehmungsschwelle des Menschen  $F_\theta$  ist, ist nach Gl. (7.4) und (6.3) auch die Rückwirkung des haptischen Systems in Form einer Deformation des Nutzers (bzw. seines Fingers oder Hand, je nach Kontaktsituation)  $\underline{\xi}_{\text{Nutzer}}$  kleiner als die Wahrnehmungsschwelle für Deformationen  $\xi_\theta$ .

Das heißt, dass der Nutzer keinen Kontakt mit der Interaktionsumgebung wahrnimmt, da die Deformation des Nutzers nicht ausreicht, die Mechanorezeptoren zu reizen. Anschaulich beschrieben weicht die Interaktionsumgebung bzw. das manipulierte Objekt aus.

### Impedanzsysteme

Analog der obigen Betrachtung gilt für ein Impedanzsystem, dass der Nutzer als eine Weg- bzw. Geschwindigkeitsquelle dargestellt werden kann. Damit gilt

$$\begin{aligned}\underline{\xi}_{\text{Nutzer,int}} &= \underline{\xi}_e \\ \Rightarrow \underline{F}_e &= \underline{F}_{\text{Nutzer}} \\ \Rightarrow |\underline{F}_{\text{Nutzer}}| &< F_\theta \quad \text{wenn } |\underline{\xi}_{\text{Nutzer,int}}| > \xi_\theta\end{aligned}\tag{7.5}$$

Der Nutzer prägt der Interaktionsumgebung also eine Auslenkung bzw. eine Geschwindigkeit auf, die eine rückwirkende Kraft  $\underline{F}_e$  zu Folge hat. Diese wird über das Teleoperationssystem dem Nutzer als Krafterückmeldung dargeboten. Wiederum unter der Annahme, dass die aufgeprägte Auslenkung  $\xi_{\text{Nutzer,int}}$  kleiner oder gleich der Wahrnehmungsschwelle  $\xi_\theta$  ist, gilt mit Gl. (7.3) und (6.3) die Ungleichheit in Gl. (7.5). Die Reaktionskraft des manipulierten Objekts ist also kleiner als die Wahrnehmungsschwelle des Menschen, so dass auch für Impedanzsysteme die Mechanorezeptoren nicht gereizt werden und keine Interaktion wahrgenommen wird.

---

## Gedankenexperiment Teil B: Kleine Nutzerimpedanz

---

Für den zweiten Teil des Gedankenexperiments wird angenommen, dass die Impedanz des manipulierten Objekts bzw. der Interaktionsumgebung größer als die Nutzerimpedanz ist. Damit kehren sich die Ungleichungen (7.4) und (7.5) um und der Nutzer nimmt die Interaktion mit dem manipulierten Objekt wahr.

---

## Schlussfolgerung aus dem Gedankenexperiment

---

Die Nutzerimpedanz  $z_{\text{Nutzer}}$  ist nach diesem Experiment nicht nur relevant für die Auslegung von haptischen Displays als Beschreibung der Last, sondern stellt auch eine Grenze für die notwendige Transparenz eines Teleoperationssystems dar. Da der Nutzer die Interaktion nur wahrnimmt, wenn die jeweilige Impedanz des manipulierten Objekts  $z_e$  größer als die Nutzerimpedanz ist, besteht keine Notwendigkeit für Systeme, auch geringere Impedanzen darzustellen. Damit ändert sich Gl. (7.1) zu

$$\underline{E}_T = \frac{z_t - \max(z_e, z_{\text{Nutzer}})}{\max(z_e, z_{\text{Nutzer}})} \rightarrow 0, \quad (7.6)$$

unter der Bedingung, dass die absolute Auflösung des Teleoperationssystems für Kräfte und Auslenkungen bzw. Geschwindigkeiten die Wahrnehmungsschwelle des Nutzers unterschreitet.

---

### 7.3.3 Ableitung eines Optimierungskriteriums

---

Wie oben dargestellt, ist das Fehlerkriterium  $\underline{E}_T$  nach Gl. (7.1) und Gl. (7.6) möglichst zu minimieren, um eine gute haptische Darstellung zu erlangen. Dies bedeutet, dass eine dargestellte Impedanz  $\underline{z}_t$ , die nur sehr gering von der Interaktionsimpedanz  $\underline{z}_e$  abweicht, das Optimierungskriterium nicht erfüllt, obwohl ein Nutzer vielleicht überhaupt keine Unterschiede zwischen diesen beiden Impedanzen wahrnehmen kann.

Der Schlüssel für dieses Verhalten ist die differentielle Wahrnehmungsschwelle. Eine ausreichende Qualität der haptischen Darstellung sei daher gegeben, wenn der Fehler der Darstellung durch das Teleoperationssystem kleiner ist als die Fähigkeit des Menschen, den jeweiligen Fehler wahrzunehmen. Dann ergibt sich die erweiterte Form von Gl. (7.6) zu

$$|\underline{E}_T| = \left| \frac{\underline{z}_t - \max(\underline{z}_e, \underline{z}_{\text{Nutzer}})}{\max(\underline{z}_e, \underline{z}_{\text{Nutzer}})} \right| \leq \text{JND}(\underline{z}). \quad (7.7)$$

Die hierzu nötige differentielle Wahrnehmungsschwelle für Impedanzen  $\text{JND}(\underline{z})$  wird im folgenden Abschnitt behandelt.

---

#### Bestimmung der differentiellen Wahrnehmungsschwelle für Impedanzen

---

Für die Anwendung von Gl. (7.7) fehlt eine Darstellung der differentiellen Wahrnehmungsschwelle für Impedanzen. Dabei besteht die Schwierigkeit, dass die mechanische Impedanz nicht nur frequenz- und ortsabhängig ist, sondern intrinsisch drei weitere Freiheitsgrade (Massen-, Dämpfungs- und Nachgiebigkeitseigenschaften) aufweist. Daher ist eine psychophysikalische Messung dieser differentiellen Wahrnehmungsschwelle für komplexe Impedanzen voraussichtlich sehr aufwändig. Für reine Massen, Nachgiebigkeiten und Dämpfungen existieren entsprechende Studien von JONES ET AL. [187, 183, 184, 23], allerdings vornehmlich im kinästhetischen Bereich. Hier soll die folgende Abschätzung zur Ermittlung der JND für beliebige Impedanzen genutzt werden. Diese ist in Anbetracht neuerer Ergebnisse zur differentiellen Wahrnehmungsschwelle von kombinierten mechanischen Parametern [295] als eine konservative Abschätzung anzusehen.

Ausgehend von einer rein passiven Impedanz wird daher die differentielle Wahrnehmungsschwelle wie folgt abgeschätzt: Nimmt man eine Interaktion des Nutzers mit

---

dieser Impedanz mit konstanter Geschwindigkeit  $\underline{v}_0$  an, ergibt sich aus den Ergebnissen in Abschnitt 6.3, dass eine Änderung der Impedanz dann wahrgenommen wird, wenn die Änderung der zum Bewegen mit konstanter Kraft nötigen Geschwindigkeit wahrgenommen wird. In diesem Fall gilt also  $JND(\underline{F}) = JND(\underline{z})$ .

Die gleiche Aussage gilt reziprok für die differentielle Wahrnehmungsschwelle für Deformationen bzw. Auslenkungen bei Ausübung einer konstanten Kraft. Daher ergibt sich für die JND der mechanischen Impedanz der gleiche Wert wie für die JND für Auslenkungen bzw. Kräfte, die in Abschnitt 6.1.2 dargestellt sind.

---

### Berücksichtigung absoluter Wahrnehmungsschwellen

---

Das in Gl. (7.7) angegebene Optimierungskriterium beschreibt die Qualität einer haptischen Darstellung. Allerdings wird die absolute Wahrnehmungsfähigkeit des Nutzers dabei nicht berücksichtigt, es kann also keine Aussage getroffen werden, ob ein Teleoperationssystem auch Signale nahe oder an der Wahrnehmungsschwelle darstellen kann.

Ausgehend von den Ergebnissen in Abschnitt 6.3 und den bisherigen Betrachtungen werden aber genau in dem Fall die absoluten Wahrnehmungsschwellen für Kräfte und Auslenkungen überschritten, wenn das Teleoperationssystem mit einer Umgebungsimpedanz gleich der Nutzerimpedanz interagiert und keine bzw. nur geringe Interaktion zwischen Nutzer und System stattfindet. In diesem Fall gilt  $\underline{z}_e = \underline{z}_{\text{Nutzer}}$  sowie  $\underline{v}_{\text{ind,Nutzer}} \rightarrow 0$  bzw.  $\underline{F}_{\text{ind,Nutzer}} \rightarrow 0$  (je nach Modellierung des Nutzers). Diese Bedingungen müssen also zur Verifizierung des Systems eingestellt, die Größe  $\underline{z}_h$  mit geeigneten Mitteln bestimmt und der Fehler  $\underline{E}_T$  berechnet werden.

Mit der hier vorgestellten Betrachtung kann das praktisch nur eingeschränkt nutzbare Konzept der haptischen Transparenz als Qualitäts- und Evaluierungskriterium für haptische Teleoperationssysteme genutzt werden. Gegenüber anderen Ansätzen [310] hat Gl. (7.7) den Vorteil, dass keine Einschränkung der Impedanz der Interaktionsumgebung  $\underline{z}_e$  nötig ist und auch die absolute Wahrnehmungsschwelle berücksichtigt wird. Zur praktischen Überprüfung dieses Vorschlags sind allerdings weitere Forschungsaktivitäten in Bezug auf Messtechnik und geeignete Messverfahren nötig.

---

## 8 Fazit und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wird die menschliche Kraftwahrnehmung im taktilen Bereich untersucht. Insbesondere werden absolute und differentielle Wahrnehmungsschwellen untersucht, die erstmals mit Stimuli ermittelt werden, die nicht über kinematische Größen sondern durch den Kraftverlauf über der Zeit definiert sind. Mit insgesamt 96 Probandinnen und Probanden, die in Summe an über 220 Versuchsstunden teilnahmen, basieren die Daten der dargestellten drei Studien auf Probandenzahlen, die im Vergleich zu anderen Studien zur haptischen Wahrnehmung als groß einzustufen sind.

Zur Untersuchung wird ein hochdynamischer Messplatz entwickelt, der in Bezug auf Sensorik und Aktorik speziell auf die Untersuchung der Wahrnehmung ausgerichtet ist. Er ist im Vergleich zu anderen Systemen aus Forschung und Technik in der Lage, Kräfte von bis zu 5 N im Frequenzbereich bis 1000 Hz mit minimaler Regelabweichung darzustellen. Die verwendete Methodik zur Fehleranalyse der Kraftdarstellung eignet sich ebenfalls für den Einsatz in anderen haptischen Systemen. Weiterhin werden unterschiedliche Messverfahren zur Ermittlung von Wahrnehmungskennlinien auf Basis einer Simulation untersucht. Das verwendete Rahmenwerk ist dabei offen und kann für weitere Untersuchungen genutzt werden.

---

### 8.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

---

Die Ergebnisse der Arbeit umfassen neben der absoluten Wahrnehmungsschwelle für vibrotaktile Kräfte im Frequenzbereich von 5 bis 1000 Hz auch die differentiellen Wahrnehmungsschwellen mit Referenz zur absoluten Wahrnehmungsschwelle und festen Werten von 0,25 N und 0,5 N. Aus diesen Kennwerten können direkt Anforderungen an Auflösung und Wiederholgenauigkeit für Sensoren und Aktoren in haptischen Systemen abgeleitet werden. Durch Einbeziehung weiterer Eigenschaften der haptischen Wahrnehmung des Menschen kann außerdem eine Reduzierung der Anforderungen an die Einzelkomponenten des Systems erzielt werden. Dies wird für Anwendung im Wasserfallmodell der Entwicklungsmethodik aufbereitet und beispielhaft anhand der Auslegung eines Sensorsystems für ein minimalinvasives laparoskopisches Comanipulationssystem demonstriert.

---

Aus den Versuchen kann weiterhin auf die höchst relevante Rolle der mechanischen Impedanz für den Entwurf haptischer Systeme geschlossen werden. Sie dient nicht nur zur Quantifizierung des Nutzers in Bezug auf regelungstechnische Aspekte der Systeme, sondern auch als Kopplungsparameter zwischen Kennwerten der Wahrnehmung kinematischer Größen und der Wahrnehmung von Kräften. Dies kann im Rahmen der Arbeit erstmals experimentell nachgewiesen und schlüssig aus biomechanischen Betrachtungen der Haut erklärt werden. Als direkte Folge dieses Nachweises können folgende Schlüsse aus dieser Arbeit gezogen werden:

- Die Quantifizierung der Wahrnehmung des Menschen kann ausschließlich auf kinematischen Größen basierend durchgeführt werden. Dies hat Vorteile in Bezug auf das einfachere Design der verwendeten Messsysteme und erzielt Wahrnehmungskennwerte mit geringerer interpersonaler Streuung. Hierzu wird ein erster Ansatz für ein Messsystem vorgestellt.
- Mit Hilfe der gezielten Beeinflussung der mechanischen Impedanz des Nutzers durch vorgegebene Griffhaltungen und zulässige Kontaktkräfte kann im Systemdesign Einfluss auf die wahrgenommenen Größen und damit auf die Anforderungen an das Gesamtsystem und die Komponenten genommen werden. Dies wird durch das Votum für eine eingehende haptische Interaktionsanalyse im Wasserfallmodell methodisch aufbereitet.
- Als direkte Folge des Zusammenhangs zwischen Auslenkungs- und Kraftwahrnehmung über die mechanische Impedanz kann das Konzept der haptischen Transparenz von einem nominal skalierten Kennwert in ein metrisch skaliertes Optimierungskriterium überführt werden. Dies ermöglicht die Beurteilung der haptischen Darstellungsqualität des untersuchten Systems und eine Optimierung im Vergleich zu anderen Systemparametern wie der regelungstechnischen Stabilität.

---

## 8.2 Ausblick auf weitere Fragestellungen

---

Aus den Ergebnissen der Arbeit lassen sich die folgenden Anschlussfragestellungen ableiten.

**Messsysteme und -methoden zum Nachweis haptischer Transparenz** Das in Abschnitt 7.3 dargestellte Konzept der haptischen Transparenz als Systemverifikationsmethode ist mit vorhandener Messtechnik nur unzureichend nachzuweisen. Neben Messaufbauten in Form eines Impedanznormals müssen auch Algorithmen zur Definition der zu messenden Impedanz entworfen werden.



---

Neben einer Darstellung durch einfache Feder-Masse-Dämpfer-Modelle, die bei Messung kinematischer Größen eine Interaktion erlauben, ist insbesondere die Darstellung komplexer Impedanzen bei beliebiger Anregung noch ungeklärt. Dieses Thema wird im Rahmen der weiteren Forschung auf dem Gebiet des Entwurfs direkt gekoppelter Sensor-Aktor-Systeme für haptische Anwendungen im Fachgebiet Mess- und Sensortechnik weiter untersucht.

**Quantifizierung der Richtungsabhängigkeit der Wahrnehmung** Im Rahmen des Entwurfs von Systemkomponenten kann die Richtungsabhängigkeit der Wahrnehmung als weitere Möglichkeit zur Vereinfachung identifiziert werden. Weil diese Richtungsabhängigkeit vermutlich stark von der Griffsituation abhängt, besteht der Forschungsbedarf primär in der Definition möglichst allgemeingültiger Griffsituationen und der Definition des Zusammenhangs mit externen Parametern und bereits ermittelten Schwellwerten. Aus einer Quantifizierung der Richtungswahrnehmung insbesondere im taktilen Bereich sind große Vereinfachungen an die Anforderungen an Sensor- und Aktorkomponenten zu erwarten. Die in Abschnitt 7.1 dargestellte Trennung der Ansprache des taktilen und kinästhetischen Systems kann dadurch weiter spezifiziert und hybride Systeme entworfen werden.

**Simulation von Wahrnehmungsvorgängen** Der Nachweis der mechanischen Dehnung im Gewebe als primäre Anregung des haptischen Sinneskanals ermöglicht potentiell eine rein simulatorische Betrachtung von Wahrnehmungsvorgängen. Hierzu können das beteiligte Gewebe und die Mechanorezeptoren im ersten Schritt durch parametrische 3D-FEM-Verfahren modelliert werden [60]. Aufgrund der zu erwartenden großen Knotenanzahl ist eine Modellreduktion mit dem Ansatz der kombinierten Simulation [325] auf ein parameterabhängiges Netzwerkmodell vermutlich nötig. Ist so ein in Bezug auf die Rechenzeit schnelles Modell vorhanden, kann die Reizweiterleitung in Nervenfasern durch ein statistisches Modell angenähert und die Wahrnehmung durch Verfahren der  $\hookrightarrow$  SDT modelliert werden.

Neben diesen direkt aus der Arbeit entstehenden Fragestellungen lassen sich aus dem Stand der Technik zur haptischen Wahrnehmung und dem Entwurf haptischer Systeme zwei weitere identifizieren. Im Bereich passiver und aktiver Bedienelemente ist die Frage der Emotionalisierung von Systemen noch ungeklärt. Während [7, 305, 299] erste Hinweise geben, erlauben insbesondere der multimodale Anteil und die nötige Messtechnik hier noch weitere Forschungsaktivitäten. Aus dem Bereich der Telemanipulationssysteme lässt sich aus dem Stand der Technik ein Defizit in Bezug auf die Vermittlung aktiver Exploration (*active touch*, siehe Abschnitt 2.5) identifizieren. Neben der eigentlichen Form der Interaktion und der Anordnung der

---

dazu nötigen Aktoren und Sensoren besteht ebenfalls Bedarf bei der Identifikation und Auslegung geeigneter Akteurprinzipien.

Der aktuelle Trend zu mehr und mehr berührungsbasierter Interaktion bei der Darstellung von Informationen und der durch größere Rechenkapazitäten und schnellere Datenverbindungen begünstigte Einsatz von Telepräsenz- und Teleaktionssystemen wird auf absehbare Zeit nicht abebben. Diese Technologien bieten noch großes Potential für das Design von Nutzeroberflächen und den Einsatz von hochspezialisierten Fähigkeiten an schlecht oder unsicher erreichbaren Orten. Schlüssel zu einer weiteren Verbreitung werden allerdings günstige und qualitativ überzeugende Systeme sein - diese Arbeit versucht, ihren Teil zu ihrer Entwicklung beizutragen.

---

# Literatur

- [1] ATI Industrial Automation. *Firmen-Webseite*. Letzter Abruf: März 2010. URL: <http://www.ati-ia.com/>.
- [2] D. A. Abbink und F. C. T. van der Helm. „Force Perception Measurements at the Foot“. In: *IEEE Conference on Systems, Man and Cybernetics*. Den Haag, NL, 2004. DOI: 10.1109/ICSMC.2004.1400709.
- [3] A. Acker. „Anwendungspotential von Telepräsenz-und Teleaktionssystemen für die Präzisionsmontage“. Dissertation. Technische Universität München, 2011.
- [4] G. Ahlberg u. a. „Proficiency-based Virtual Reality Training Significantly reduces the Error Rate for Residents during their first 10 Laparoscopic Cholecystectomies“. In: *The American Journal of Surgery* 193.6 (2007), S. 797–804. DOI: 10.1016/j.amjsurg.2006.06.050.
- [5] D. Allerkamp u. a. „A Vibrotactile Approach to Tactile Rendering“. In: *The Visual Computer* 23.2 (2007), S. 97–108. DOI: 10.1007/s00371-006-0031-5.
- [6] S. Allin, Y. Matsuoka und R. Klatzky. „Measuring Just Noticeable Differences For Haptic Force Feedback: Implications for Rehabilitation“. In: *Proceedings of the 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environments & Teleoperator Systems*. Orlando, FL, USA, 2002. DOI: 10.1109/HAPTIC.2002.998972.
- [7] N. Anuguelov. „Haptische und akustische Kenngrößen zur Objektivierung und Optimierung der Wertanmutung von Schaltern und Bedienfeldern für den KFZ-Innenraum“. Dissertation. Technische Universität Dresden, 2009.
- [8] M. Arai u. a. „Air-flow based Multifunctional Tactile Display Device with Multi-jet Integrated Micro Venturi Nozzle Array“. In: *IEEE Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*. Paris, 2012, S. 148–151. DOI: 10.1109/MEMSYS.2012.6170115.
- [9] Arbeitskreis Statistik, Humboldt-Universität Berlin. *Guidelines: ANOVA*. Abruf am 10. Oktober 2012. 2012. URL: <http://www2.hu-berlin.de/psychologie/ingpsycsw/MethWiki/pmwiki.php?n=Guidelines.ANOVA>.
- [10] C. Asque, A. Day und S. Laycock. „Cursor Navigation Using Haptics for Motion-Impaired Computer Users“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Heidelberg: Springer, 2012, S. 13–24. DOI: 10.1007/978-3-642-31401-8\_2.
- [11] J. Baborowski u. a. „A Hybrid Elastomer-MEMS Actuator for a Tactile Graphical Display“. In: *Actuator Conference*. Bremen, 2012.
- [12] K. Backhaus u. a. *Multivariate Analysemethoden*. Heidelberg: Springer, 2008. ISBN: 978-3642164903.
- [13] M. Bajka u. a. „Evaluation of a New Virtual-Reality Training Simulator for Hysteroscopy“. In: *Surgical endoscopy* 23.9 (2009), S. 2026–2033. DOI: doi:10.1007/s00464-008-9927-7.

- 
- [14] F. Barbagli u. a. „Haptic Discrimination of Force Direction and the Influence of Visual Information“. In: *ACM Transactions on Applied Perception (TAP)* 3.2 (2006), S. 135. DOI: 10.1145/1141897.1141901.
- [15] A. Barlian u. a. „Review: Semiconductor Piezoresistance for Microsystems“. In: *Proceedings of the IEEE* 97.3 (2009), S. 513–552. DOI: 10.1109/JPROC.2009.2013612.
- [16] O. Baser, E. I. Konukseven und H. Gurocak. „Transparency Improvement in Haptic Devices with a Torque Compensator Using Motor Current“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. LNCS 7282. Proceedings of the Eurohaptics Conferende, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012.
- [17] M. Bass. *Handbook of Optics*. McGraw-Hill, 2001. ISBN: 978-0071701600.
- [18] Battenberg Robotic GmbH & Co. KG. *Wahrnehmungen messbar machen*. Firmenschrift. 2007.
- [19] G. Battenberg. Jahrestagung "Mikrosystemtechnik für Anwendungen im Automobil", mst-Netzwerk Rhein-Main. Persönliches Gespräch.
- [20] R. Bauernschmitt u. a. „Towards Robotic Heart Surgery: Introduction of Autonomous Procedures into an Experimental Surgical Telemanipulator System“. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 1.3 (2005), S. 74–79. DOI: 10.1002/rcs.3010.1002/rcs.30.
- [21] A. Becker. „Vergleich psychophysikalischer Methoden zur Ermittlung von Wahrnehmungskennwerten“. Studienarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2011.
- [22] S. Bensmaïa, M. Hollins und J. Yau. „Vibrotactile Intensity and Frequency Information in the Pacinian System: A Psychophysical Model“. In: *Attention, Perception, & Psychophysics* 67.5 (2005), S. 828–841. DOI: 10.3758/BF03193536.
- [23] W. M. Bergmann-Tiest, A. C. L. Vrijling und A. M. L. Kappers. „Haptic Perception of Viscosity“. In: *Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations*. Hrsg. von A. M. L. Kappers u. a. LNCS 6191. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Amsterdam, NL. Heidelberg: Springer, 2010, S. 93–98. DOI: 10.1007/978-3-642-14064-8\_5.
- [24] A. Berrezag, Y. Visell und V. Hayward. „Compressibility and Crushability Reproduction through an Amorphous Haptic Interface“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. LNCS 7282. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012. DOI: 10.1007/978-3-642-31404-9\_32.
- [25] A. Bicchi, E. Scilingo und D. De Rossi. „Haptic Discrimination of Softness in Teleoperation: the Role of the Contact Area Spread Rate“. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 16.5 (2000), S. 496–504. DOI: 10.1109/70.880800.
- [26] J. Biggs und M. A. Srinivasan. „Tangential versus Normal Displacements of Skin: Relative Effectiveness for Producing Tactile Sensations“. In: *10th Symposium on Haptic Interfaces For Virtual Environments and Teleoperator Systems*. 2002. DOI: 10.1109/HAPTIC.2002.998949.
- [27] S. Biggs und M. Srinivasan. „Haptic interfaces“. In: *Handbook of Virtual Environments*. Hrsg. von K. Stanney und K. S. Hale. London: Lawrence Erlbaum, 2002, S. 93–116. ISBN: 978-0805832709.

- 
- [28] A. S. Birch und M. A. Srinivasan. *Experimental Determination of the Viscoelastic Properties of the Human Fingerpad*. Technischer Bericht. Cambridge, MA, USA: Massachusetts Institute of Technology, Touch Lab, 1999.
- [29] J. Blake und H. Gurocak. „Haptic Glove With MR Brakes for Virtual Reality“. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 14.5 (2009), S. 606–615. DOI: 10.1109/TMECH.2008.2010934.
- [30] S. J. Bolanowski. „Information Processing Channels in the Sense of Touch“. In: *Somesthesis and the Neurobiology of the Somatosensory Cortex*. Hrsg. von O. Franzén, R. Johansson und L. Terenius. Basel, CH: Birkhäuser, 1996, S. 49–58. ISBN: 978-0817653224.
- [31] S. J. Bolanowski und R. T. Verrillo. „Temperature and Criterion Effects in a Somatosensory Subsystem: a Neurophysiological and Psychophysical Study“. In: *Journal of Neurophysiology* 48.3 (1982), S. 836–855.
- [32] S. J. Bolanowski u. a. „Four Channels Mediate the Mechanical Aspects of Touch“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 84.5 (1988), S. 1680–1694. DOI: 10.1121/1.397184.
- [33] S. Bolanowski, G. Gescheider und R. Verrillo. „Hairy Skin: Psychophysical Channels and Their Physiological Substrates“. In: *Somatosensory & Motor Research* 11.3 (1994), S. 279–290. DOI: 10.3109/08990229409051395.
- [34] M. Bordegoni u. a. „A Force and Touch Sensitive Self-deformable Haptic Strip for Exploration and Deformation of Digital Surfaces“. In: *Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations*. Hrsg. von A. M. L. Kappers, W. M. Bergmann-Tiest und C. T. van der Helm. LNCS 6192. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Amsterdam, NL. Heidelberg: Springer, 2010, S. 65–72.
- [35] I. Borg und P. J. F. Groenen. *Modern Multidimensional Scaling - Theory and Applications*. Heidelberg: Springer, 2005. ISBN: 978-1441920461.
- [36] D. Bowman und L. Hodges. „Formalizing the Design, Evaluation, and Application of Interaction Techniques for Immersive Virtual Environments“. In: *Journal of Visual Languages and Computing* 10.1 (1999), S. 37–53.
- [37] A. J. Brisben, S. S. Hsiao und K. O. Johnson. „Detection of Vibration Transmitted Through an Object Grasped in the Hand“. In: *Journal of Neurophysiology* 81 (1999), S. 1548–1558.
- [38] F. P. Brooks u. a. „Project GROPE - Haptic Displays for Scientific Visualization“. In: *ACM SIGGRAPH Computer Graphics* 24 (1990), S. 177–185. DOI: 10.1145/97880.97899.
- [39] T. L. Brooks. „Telerobotic Response Requirements“. In: *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*. Los Angeles, CA, USA, 1990. DOI: 10.1109/ICSMC.1990.142071.
- [40] L. Brown, S. Brewster und H. Purchase. „Multidimensional Tactons for Non-Visual Information Presentation in Mobile Devices“. In: *Conference on human-computer interaction with mobile devices and services*. 2006, S. 231–238. DOI: 10.1145/1152215.1152265.
- [41] D. Büscher u. a. „Dynamische Kraftquelle“. PEM-Bericht. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2005.
- [42] G. C. Burdea und P. Coiffet. *Virtual Reality Technology*. Hrsg. von G. C. Burdea und P. Coiffet. New York, NY, USA: Wiley-Interscience, 2003. ISBN: 978-0471360896.

- 
- [43] G. C. Burdea. *Force and Touch Feedback for Virtual Reality*. New York, NY, USA: Wiley-Interscience, 1996. ISBN: 978-0471021414.
- [44] S. Buus. „Psychophysical Methods and other Factors that affect the Outcome of Psychoacoustic Measurements“. In: *Genetics and the Function of the Auditory System: Proceedings of the 19th Danavox Symposium*. Kopenhagen, DK, 2002, S. 183–225.
- [45] CAE. *Surgical and Interventional Procedures Solutions*. Letzter Abruf: 07.03.2012. URL: <http://www.cae.com/en/healthcare/surgical.solutions.asp>.
- [46] D. G. Caldwell, S. Lawther und A. Wardle. „Tactile Perception and its Application to the Design of Multi-Modal Cutaneous Feedback Systems“. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Minneapolis, MS, USA, 1996. DOI: 10.1109/ROBOT.1996.509202.
- [47] L. Chalupa und J. Werner. *The Visual Neurosciences*. Cambridge, MA, USA: MIT Press, 2004. ISBN: 978-0262033084.
- [48] B. Choi und H. Choi. „SKK Hand Master-Hand Exoskeleton driven by Ultrasonic Motors“. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Bd. 2. Takamatsu, 2000, 1131–1136 vol.2. DOI: 10.1109/IROS.2000.893171.
- [49] R. W. Cholewiak und A. A. Collins. „Sensory and Physiological Bases of Touch“. In: *The Psychology of Touch*. Hrsg. von M. A. Heller und W. Schiff. London: Lawrence Erlbaum, 1991, S. 23–60. ISBN: 0805807500.
- [50] S. A. Cholewiak, H. Z. Tan und D. S. Ebert. „Haptic Identification of Stiffness and Force Magnitude“. In: *Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems*. Reno, NE, USA, 2008. DOI: 10.1109/HAPTICS.2008.4479918.
- [51] S. A. Cholewiak u. a. „A Frequency-Domain Analysis of Haptic Gratings“. In: *IEEE Transactions on Haptics* 3 (2010), S. 3–14. DOI: 10.1109/TOH.2009.36.
- [52] F. Clark und K. Horch. „Kinesthesia“. In: *Handbook of Perception and Human Performance*. Hrsg. von K. R. Boff, L. Kaufman und J. P. Thomas. New York, NY, USA: Wiley-Interscience, 1986, S. 13.1–13.61. ISBN: 978-0471829577.
- [53] T. R. Coles, D. Meglan und N. W. John. „The Role of Haptics in Medical Training Simulators: A Survey of the State-of-the-art“. In: *IEEE Transactions on Haptics* 4 (2010), S. 51–66. DOI: 10.1109/TOH.2010.19.
- [54] J. Colgate und J. Brown. „Factors Affecting the z-width of a Haptic Display“. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. San Diego, CA, USA, 1994. DOI: 10.1109/ROBOT.1994.351077.
- [55] J. Colgate und G. Schenkel. „Passivity of a Class of Sampled-Data Systems: Application to Haptic Interfaces“. In: *American Control Conference*. 1994. DOI: 10.1109/ACC.1994.735172.
- [56] J. Colgate u. a. „Implementation of stiff virtual walls in force-reflecting interfaces“. In: *IEEE Virtual Reality Annual International Symposium*. Seattle, WA, USA, 1993. DOI: 10.1109/VRAIS.1993.380777.
- [57] M. Cutkosky. „On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks“. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 5.3 (1989), S. 269–279. DOI: 10.1109/70.34763.

- [58] DFG-Sonderforschungsbereich Wirklichkeitsnahe Telepräsenz und Teleaktion. Letzter Ab-  
ruf: 29.12.2012. URL: <http://gepris.dfg.de/gepris/OCTOPUS/?jsessionid=6E0A0F4012EA45D4B2925AA18E44F483?module=gepris&task=showDetail&context=projekt&id=5483261>.
- [59] DIN EN ISO 9241: Ergonomie der Mensch-System-Interaktion – Teil 910: Rahmen für die taktile  
und haptische Interaktion. Berlin: Deutsches Institut für Normung (DIN), 2011.
- [60] K. Dandekar, B. Raju und M. Srinivasan. „3-D Finite-Element Models of Human and Monkey  
Fingertips to Investigate the Mechanics of Tactile Sense“. In: *Journal of Biomechanical  
Engineering* 125 (2003), S. 682. DOI: 10.1115/1.1613673.
- [61] J. Dargahi und S. Najarian. „Human Tactile Perception as a Standard for Artificial Ractile  
Sensing - a Review“. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted  
Surgery* 1.1 (2004), S. 23–35. DOI: 10.1002/rcs.3.
- [62] I. Darian-Smith und K. Johnson. „Thermal Sensibility and Thermoreceptors“. In: *Journal of  
Investigative Dermatology* 69.1 (1977), S. 146–153.
- [63] J. Dennerlein, P. Millman und R. Howe. „Vibrotactile Feedback for Industrial Telemani-  
pulators“. In: *Sixth Annual Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and  
Teleoperator Systems*. 1997.
- [64] Die Toten Hosen. „Ertrinken“. In: *In aller Stille*. JKP (Warner), 2008.
- [65] C. Doerrer und C. Hatzfeld. *Die Haptische Wahrnehmung des Menschen*. Interne Quellenauf-  
stellung. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen,  
2000.
- [66] C. Doerrer u. a. *Praktische Entwicklungsmethodik*. Skriptum zur Vorlesung. Technische Uni-  
versität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2008.
- [67] E. Dorjgotov u. a. „Force Amplitude Perception in Six Orthogonal Directions“. In: *Symposium  
on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems*. Reno, NE, USA, 2008.  
DOI: 10.1109/HAPTICS.2008.4479927.
- [68] K. Drewing u. a. „First Evaluation of a Novel Tactile Display Exerting Shear Force via Lateral  
Displacement“. In: *ACM Transactions on Applied Perception (TAP)* 2.2 (2005), S. 131. DOI:  
10.1145/1060581.1060586.
- [69] J. Dudel. „Synaptische Übertragung“. In: *Neuro- und Sinnesphysiologie*. Hrsg. von F. Schmidt  
und H.-G. Schaible. Heidelberg: Springer, 2006. DOI: 10.1007/3-540-29491-0.
- [70] E. EB Vander Poorten, E. Demeester und P. Lammertse. „Haptic Feedback for Medical Appli-  
cations, a Survey“. In: *Actuator Conference*. Bremen, 2012.
- [71] C. Edgren, R. G. Radwin und C. B. Irwin. „Grip Force Vectors for Varying Handle Diameters  
and Hand Sizes“. In: *Human Factors* Vol. 46, Nr. 2 (2004), S. 244–251. DOI: 10.1518/hfes.  
46.2.244.37337.
- [72] B. B. Edin und J. H. Abbs. „Finger Movement Responses of Cutaneous Mechanoreceptors in  
the Dorsal Skin of the Human Hand“. In: *Journal of Neurophysiology* 65.3 (1991), S. 657.
- [73] W. H. Ehrenstein und A. Ehrenstein. „Psychophysical Methods“. In: *Modern Techniques in  
Neuroscience Research*. Hrsg. von W. U. J. H. Heidelberg: Springer, 1999, S. 1211–1241.  
ISBN: 978-3540644606.

- 
- [74] A. Eissfeldt u. a. „Automatische Höhenverstellung am Impedanzmessplatz“. PEM-Bericht. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2011.
- [75] P. Emerson. „Observations on Maximum-Likelihood and Bayesian Methods of Forced-Choice Sequential Threshold Estimation“. In: *Attention, Perception, & Psychophysics* 39.2 (1986), S. 151–153. ISSN: 1943-3921. DOI: 10.3758/BF03211498.
- [76] M. Enriquez, K. MacLean und C. Chita. „Haptic Phonemes: Basic Building Blocks of Haptic Communication“. In: *Proceedings of the 8th international conference on Multimodal interfaces (ICMI)*. Banff, Alberta, Canada: ACM, 2006, S. 302–309. DOI: 10.1145/1180995.1181053.
- [77] M. Ernst und H. Bühlhoff. „Merging the Senses into a Robust Percept“. In: *Trends in cognitive sciences* 8.4 (2004), S. 162–169. DOI: 10.1016/j.tics.2004.02.002.
- [78] P. Estevez u. a. „A Haptic Tele-operated System for Microassembly“. In: *Precision Assembly Technologies and Systems*. Hrsg. von S. Ratchev. Heidelberg: Springer, 2010, S. 13–20. DOI: 10.1007/978-3-642-11598-1\_2.
- [79] U. Eysel. „Sehsystem und Augenbewegungen“. In: *Physiologie*. Hrsg. von R. Klinke u. a. Thieme, 2010, S. 708–740. ISBN: 978-3137960065.
- [80] G. T. Fechner. *Elemente der Psychophysik*. Leipzig: Breitkopf und Härtel, 1860.
- [81] T. Feix u. a. „A Comprehensive Grasp Taxonomy“. In: *Robotics, Science and Systems Conference: Workshop on Understanding the Human Hand for Advancing Robotic Manipulation*. 2009.
- [82] T. Feix. *Human Grasping Database*. Letzter Abruf: 20.3.2012. URL: <http://grasp.xief.net/>.
- [83] J. P. Fiene und K. J. Kuchenbecker. „Shaping Event-Based Haptic Transients Via an Improved Understanding of Real Contact Dynamics“. In: *Second Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WorldHaptics Conference)*. Tsukuba, JP, 2007, S. 170–175. DOI: 10.1109/WHC.2007.102.
- [84] J. Fiene, K. J. Kuchenbecker und G. Niemeyer. „Event-Based Haptic Tapping with Grip Force Compensation“. In: *IEEE Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. 2006. DOI: 10.1109/HAPTIC.2006.1627063.
- [85] K. Fite, J. Speich und M. Goldfarb. „Transparency and Stability Robustness in Two-Channel Bilateral Telemanipulation“. In: *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 123 (2001), S. 400. DOI: 10.1115/1.1387018.
- [86] P. Fitts. „The Information Capacity of the Human Motor System in Controlling the Amplitude of Movement“. In: *Journal of experimental psychology* 47.6 (1954), S. 381.
- [87] J. Flanagan und R. Johansson. „Hand Movements“. In: *Encyclopedia of the Human Brain*. Hrsg. von V. S. Ramachandran. Bd. 2. Maryland Heights, MO, USA: Academic Press, 2002, S. 399–414. ISBN: 978-0122272103.
- [88] D. H. Foster und K. Zychaluk. „Model-free Estimation of the Psychometric Function“. In: *Attention, Perception, & Psychophysics* 71.6 (2009), S. 1414–1425. DOI: 10.3758/APP.71.6.1414.
- [89] R. Frisina und G. Gescheider. „Comparison of Child and Adult Vibrotactile Thresholds as a Function of Frequency and Duration“. In: *Perception & Psychophysics* 22.1 (1977), S. 100–103. DOI: 10.3758/BF03206086.



- 
- [90] F. Förster. „Untersuchung des quantitativen Einflusses ausgewählter Parameter auf die haptische Wahrnehmung des Menschen“. Studienarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2010.
- [91] S. Gall, B. Beins und J. Feldman. „Psychophysics“. In: *The Gale encyclopedia of Psychology*. Online-Zugriff [www.encyclopedia.com](http://www.encyclopedia.com), letzter Abruf: 09.03.12. Gale, 2001.
- [92] R. H. Gault. „On the Upper Limit of Vibrational Frequency that can be recognized by Touch“. In: *Science, New Series* 65.1686 (1927), S. 403–404.
- [93] E. Gentaz und Y. Hatwell. „Haptic Perceptual Illusions“. In: *Human Haptic Perception*. Hrsg. von M. Grunwald. Basel, CH: Birkhäuser, 2008. ISBN: 978-3-7643-7611-6.
- [94] G. A. Gescheider. *Psychophysics - the Fundamentals*. Mahwah, NJ, USA: Lawrence Erlbaum, 1997.
- [95] G. A. Gescheider, S. J. Bolanowski und K. R. Hardick. „The Frequency Selectivity of Information-Processing Channels in the Tactile Sensory System“. In: *Somatosensory and Motor Research* 18 (3) (2001), S. 191–201.
- [96] G. A. Gescheider und N. Migel. „Some Temporal Parameters in Vibrotactile Forward Masking“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 98.6 (1995), S. 3195–3199. DOI: 10.1121/1.413809.
- [97] G. A. Gescheider, M. J. O'Malley und R. T. Verrillo. „Vibrotactile Forward Masking: Evidence for Channel Independence“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 74.2 (1983), S. 474–485. DOI: 10.1121/1.389813.
- [98] G. A. Gescheider, J. H. Wright und R. T. Verillo. *Information-Processing Channels in the Tactile Sensory System*. New York, NY, USA: Psychology Press, 2009.
- [99] G. A. Gescheider u. a. „Vibrotactile Forward Masking: Psychophysical Evidence for a Triplex Theory of Cutaneous Mechanoreception“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 78.2 (1985), S. 534–543. DOI: 10.1121/1.392475.
- [100] G. A. Gescheider u. a. „Vibrotactile Intensity Discrimination Measured by Three Methods“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 87.1 (1990), S. 330–338. DOI: 10.1121/1.399300.
- [101] G. A. Gescheider u. a. „Vibrotactile Forward Masking as a Function of Age“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 91.3 (1992), S. 1690–1696. DOI: 10.1121/1.402448.
- [102] G. A. Gescheider u. a. „The Effects of Aging on Information-Processing Channels in the Sense of Touch: I. Absolute Sensitivity“. In: *Somatosensory & Motor Research* 11.4 (1994), S. 345–357.
- [103] G. A. Gescheider u. a. „Vibrotactile Forward Masking: Effects of the Amplitude and Duration of the Masking Stimulus“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 98.6 (1995), S. 3188–3194. DOI: 10.1121/1.413808.
- [104] G. A. Gescheider u. a. „Vibrotactile Temporal Summation: Probability Summation or Neural Integration?“ In: *Somatosensory and Motor Research* 16 (1999), S. 229–242.
- [105] G. A. Gescheider u. a. „A Four-Channel Analysis of the Tactile Sensitivity of the Fingertip: Frequency Selectivity, Spatial Summation and Temporal Summation“. In: *Somatosensory and Motor Research* 19 (2002), S. 114–124.

- 
- [106] G. A. Gescheider u. a. „Spatial summation in the tactile sensory system: Probability summation and neural integration“. In: *Somatosensory and Motor Research* 22 (2005), S. 255–268.
- [107] G. Gescheider u. a. „Effects of the Menstrual Cycle on Vibrotactile Sensitivity“. In: *Perception & Psychophysics* 36(6) (1984), S. 586–592. DOI: 10.3758/BF03207520.
- [108] C. Giachritsis, R. Wright und A. Wing. „The Contribution of Proprioceptive and Cutaneous Cues in Weight Perception: Early Evidence for Maximum-Likelihood Integration“. In: *Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations*. Hrsg. von A. M. L. Kappers, W. M. Bergmann-Tiest und F. C. van der Helm. LNCS 6191. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Amsterdam, NL. Heidelberg: Springer, 2010, S. 11–16. DOI: 10.1007/978-3-642-14064-8\_2.
- [109] R. Gilson, E. Redden und L. Elliott. *Remote tactile displays for future soldiers*. Technischer Bericht. Aberdeen Proving Ground, MD, USA: U.S. Army Research Laboratory, Human Research & Engineering Directorate, 2007.
- [110] F. Giraud, B. Semail und J. Audren. „Analysis and Phase Control of a Piezoelectric Traveling-Wave Ultrasonic Motor for Haptic Stick Application“. In: *IEEE Transactions on Industry Applications* 40.6 (2004), S. 1541–1549. DOI: 10.1109/TIA.2004.836317.
- [111] B. T. Gleeson, S. K. Horschel und W. R. Provancher. „Communication of Direction through Lateral Skin Stretch at the Fingertip“. In: *Third Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WorldHaptics Conference)*. Salt Lake City, UT, USA, 2009. DOI: 10.1109/WHC.2009.4810804.
- [112] B. T. Gleeson, S. K. Horschel und W. R. Provancher. „Perception of Direction for Applied Tangential Skin Displacement: Effects of Speed, Displacement and Repetition“. In: *IEEE Transactions on Haptics* 3.3 (2010), S. 177–188. ISSN: 1939-1412. DOI: 10.1109/TOH.2010.20.
- [113] A. Goble, A. Collins und R. Cholewiak. „Vibrotactile Threshold in Young and Old Observers: The Effects of Spatial Summation and the Presence of a Rigid Surround“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 99(4) (1996), S. 2256–2269. DOI: 10.1121/1.415413.
- [114] P. Goethals. „Development of a Tactile Feedback System for Robot Assisted Minimally Invasive Surgery“. Dissertation. K. U. Leuven, 2011.
- [115] G. Goff u. a. „Vibration Perception in Normal Man and Medical Patients“. In: *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 28 (1965), S. 503–509. DOI: 10.1136/jnnp.28.6.503.
- [116] A. Gosline und V. Hayward. „Eddy Current Brakes for Haptic Interfaces: Design, Identification, and Control“. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 13.6 (Dez. 2008), S. 669–677. DOI: 10.1109/TMECH.2008.2004623.
- [117] B. Green. „The Effect of Skin Temperature on Vibrotactile Sensitivity“. In: *Perception & Psychophysics* 21(3) (1977), S. 243–248. DOI: 10.3758/BF03214234.
- [118] D. M. Green und J. A. Swets. *Signal Detection Theory and Psychophysics*. New York, NY, USA: Wiley, 1966. ISBN: 978-0932146236 (Reprint).
- [119] J. Greenspan. „A Comparison of Force and Depth of Skin Indentation upon Psychophysical Functions of Tactile Intensity“. In: *Somatosensory & Motor Research* 2.1 (1984), S. 33–48.

- 
- [120] J. D. Greenspan und S. J. Bolanowski. „The Psychophysics of Tactile Perception and Its Peripheral Physiological Basis“. In: *Pain and Touch*. Hrsg. von L. Kruger, M. P. Friedman und E. C. Carterette. Maryland Heights, MO, USA: Academic Press, 1996.
- [121] M. Grünwald u. a. „Haptic Perception in Anorexia Nervosa Before and After Weight Gain“. In: *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology* 23(4) (2001), S. 520–529. DOI: 10.1076/jcen.23.4.520.1229.
- [122] M. Grünwald. „Haptic Perception in Anorexia Nervosa“. In: *Human Haptic Perception: basics and applications*. Hrsg. von M. Grünwald. Basel, CH: Birkhäuser, 2008. ISBN: 3764376112.
- [123] G. Guthart und J. Salisbury Jr. „The Intuitive Telesurgery System: Overview and Application“. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Bd. 1. San Francisco, CA, USA, 2000, S. 618–621. DOI: 10.1109/ROBOT.2000.844121.
- [124] L. Györfi u. a. *A Distribution-Free Theory of Nonparametric Regression*. Heidelberg: Springer, 2002. DOI: 10.1007/b97848.
- [125] M. Hafez. „Tactile Interfaces: Technologies, Applications and Challenges“. In: *The Visual Computer* 23.4 (2007), S. 267–272. DOI: 10.1007/s00371-007-0102-2.
- [126] A. Z. Hajian und R. D. Howe. „Identification of the Mechanical Impedance at the Human Finger Tip“. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 119 (1997), S. 109–114. DOI: 10.1115/1.2796052.
- [127] K. S. Hale und K. M. Stanney. „Deriving Haptic Design Guidelines from Human Physiological, Psychophysical, and Neurological Foundations“. In: *IEEE Computer Graphics and Applications* 24.2 (2004), S. 33–39. DOI: 10.1109/MCG.2004.1274059.
- [128] H. O. Handwerker. „Somatosensorik“. In: *Neuro- und Sinnesphysiologie*. Hrsg. von F. Schmidt und H.-G. Schaible. Heidelberg: Springer, 2006. DOI: 10.1007/3-540-29491-0.
- [129] B. Hannaford. „A Design Framework for Teleoperators with Kinesthetic Feedback“. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 5.4 (1989), S. 426–434. DOI: 10.1109/70.88057.
- [130] B. Hannaford und R. Anderson. „Experimental and Simulation Studies of Hard Contact in Force Reflecting Teleoperation“. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Philadelphia, PA, USA, 1988, S. 584–589. DOI: 10.1109/ROBOT.1988.12114.
- [131] B. Hannaford und J. Ryu. „Time-domain passivity control of haptic interfaces“. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 18.1 (2002), S. 1–10. DOI: 10.1109/70.988969.
- [132] *HaptiMap - Haptic, Audio and Visual Interfaces for Maps and Location Based Services*. Förderkennzeichen FP7-ICT-224675, letzter Abruf: 07.03.12. URL: [www.haptimap.org](http://www.haptimap.org).
- [133] S. Hart und L. Staveland. „Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of Empirical and Theoretical Research“. In: *Human mental workload* 1 (1988), S. 139–183. DOI: 10.1016/S0166-4115(08)62386-9.
- [134] L. O. Harvey. „Efficient Estimation of Sensory Thresholds“. In: *Behavior Research Methods* 18.6 (1986), S. 623–632. DOI: 10.1163/156856897X00159.
- [135] K. Hashtrudi-Zaad und S. Salcudean. „Analysis of control Architectures for Teleoperation Systems with Impedance/Admittance Master and Slave Manipulators“. In: *The International Journal of Robotics Research* 20.6 (2001), S. 419–445. DOI: 10.1177/02783640122067471.

- 
- [136] C. Hatzfeld, T. A. Kern und R. Werthschützky. „Improving the Prediction of Haptic Impression User Ratings Using Perception-Based Weighting Methods: Experimental Evaluation“. In: *Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations*. Hrsg. von A. M. L. Kappers u. a. LNCS 6191. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Amsterdam, NL. Heidelberg: Springer, 2010, S. 93–98. DOI: 10.1007/978-3-642-14064-8\_14.
- [137] C. Hatzfeld und R. Werthschützky. „Vibrotactile Force Perception Thresholds at the Fingertip“. In: *Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations*. Hrsg. von A. M. L. Kappers u. a. LNCS 6191. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Amsterdam, NL. Heidelberg: Springer, 2010, S. 99–104. DOI: 10.1007/978-3-642-14064-8\_15.
- [138] C. Hatzfeld. „Entwicklung und Aufbau eines Messplatzes für die Messung von haptischen Wahrnehmungskennlinien am Menschen“. Diplomarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2008.
- [139] C. Hatzfeld, A. Becker und A. Karapetyan. *Simulation of Psychometric Procedures – Framework Documentation*. Software-Dokumentation. Institut für Elektromechanische Konstruktionen, Technische Universität Darmstadt, 2012.
- [140] C. Hatzfeld, J. Rausch und S. Kassner. „Verfahren und Vorrichtung zur Erfassung von Kräften und zur Übertragung von Kraftinformationen in haptischen Systemen“. Deutsch. Pat. Anmeldung 2012011616374500DE.
- [141] C. Hatzfeld und R. Werthschützky. „Just Noticeable Differences of Low-Intensity Vibrotactile Forces at the Fingertip“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. LNCS 7282. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012. DOI: 10.1007/978-3-642-31404-9\_8.
- [142] C. Hatzfeld und R. Werthschützky. „Mechanical Impedance as Coupling Parameter of Force and Deflection Perception: Experimental Evaluation“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. LNCS 7282. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012. DOI: 10.1007/978-3-642-31401-8\_18.
- [143] C. Hatzfeld u. a. „Perception-Inspired Haptic Force Sensor - A Concept Study“. In: *XXVI. Eurosensors Conference*. Krakau, PL, 2012. DOI: 10.1016/j.proeng.2012.09.097.
- [144] V. Hayward. „A Brief Taxonomy of Tactile Illusions and Demonstrations that can be done in a Hardware Store“. In: *Brain Research Bulletin* 75.6 (2008), S. 742–752. DOI: 10.1016/j.brainresbull.2008.01.008.
- [145] V. Hayward und O. R. Astley. „Performance Measures for Haptic Interfaces“. In: *Robotics Research* 1 (1996), S. 195–207. DOI: 10.1007/978-1-4471-0765-1\_22.
- [146] V. Hayward und M. Cruz-Hernandez. „Tactile display device using distributed lateral skin stretch“. In: *Proceedings of the haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems Symposium*. Bd. 69. Orlando, FL, USA, 2000.
- [147] V. Hayward und K. E. MacLean. „Do it Yourself Haptics: Part I“. In: *IEEE Robotics and Automation Magazine* 14.4 (2007), S. 88–104. DOI: 10.1109/M-RA.2007.907921.
- [148] V. Hayward und K. E. MacLean. „Do it Yourself Haptics: Part II“. In: *IEEE Robotics and Automation Magazine* 15 (2007), S. 104–119. DOI: 10.1109/M-RA.2007.914919.

- 
- [149] V. Hayward u. a. „Freedom-7: A High Fidelity Seven Axis Haptic Device with Application to Surgical Training“. In: *Experimental Robotics* 5 (1998), S. 443–456. DOI: 10.1007/BFb0112983.
- [150] R. Henkin. „Sensory Changes During the Menstrual Cycle“. In: *Biorhythms and human reproduction*. Hrsg. von M. Ferin u. a. New York, NY, USA: Wiley, 1974, S. 277–285. ISBN: 978-0471257615.
- [151] E. Heredia, T. Rahman und V. Kumar. „Adaptive Teleoperation Transparency Based on Impedance Modeling“. In: *SPIE Proceedings* 2901 (1996), S. 2–12. DOI: 10.1117/12.26299.
- [152] P. Hinterseer u. a. „Perception-Based Data Reduction and Transmission of Haptic Data in Telepresence and Teleaction Systems“. In: *IEEE Transactions on Signal Processing* 56.2 (2008), S. 588–597. DOI: 10.1109/TSP.2007.906746.
- [153] S. Hirche, A. Bauer und M. Buss. „Transparency of Haptic Telepresence Systems with Constant Time Delay“. In: *IEEE Conference on Control Applications*. Toronto, CA, 2005, S. 328–333. DOI: 10.1109/CCA.2005.1507146.
- [154] S. Hirche und M. Buss. „Human perceived transparency with time delay“. In: *Advances in Telerobotics* (2007), S. 191–209. DOI: 10.1007/978-3-540-71364-7\_13.
- [155] N. Hogan. „Impedance Control: An Approach to Manipulation“. In: *ASME Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control* 107 (1985), S. 1–24.
- [156] N. Hogan. „Controlling Impedance at the Man/Machine Interface“. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Scottsdale, AZ, USA, 1989, S. 1626–1631. DOI: 10.1109/ROBOT.1989.100210.
- [157] M. Hollins. „Touch and Haptics“. In: *Steven’s Handbook of Experimental Psychology*. Hrsg. von H. Pashler. New York, NY, USA: Wiley, 2002, S. 585–618. ISBN: 978-0471377771.
- [158] M. Hollins u. a. „Perceptual Dimensions of Tactile Surface Texture: A Multidimensional Scaling Analysis“. In: *Attention, Perception, & Psychophysics* 54.6 (1993), S. 697–705. DOI: 10.3758/BF03211795.
- [159] R. D. Howe. „Tactile Sensing and Control of Robotic Manipulation“. In: *Advanced Robotics* 8 (1994), S. 245–261. DOI: 10.1163/156855394X00356.
- [160] J. Huber, N. Fleck und M. Ashby. „The Selection of Mechanical Actuators Based on Performance Indices“. In: *Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 453.1965 (1997), S. 2185–2205. DOI: 10.1098/rspa.1997.0117.
- [161] C. Hudin u. a. „Tradeoffs in the Application of Time-Reversed Acoustics to Tactile Stimulation“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. LNCS 7282. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012, S. 218–226. DOI: 10.1007/978-3-642-31401-8\_20.
- [162] J. Hummel. „Exemplarische Untersuchung der Übertragbarkeit von akustischen und visuellen Wahrnehmungsphänomenen auf die haptische Wahrnehmung“. Bachelorarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2010.
- [163] M. Husty u. a. *Kinematik und Robotik*. Heidelberg: Springer, 1997. ISBN: 978-3540631811.

- 
- [164] R. Höver u. a. „Computationally Efficient Techniques for Data-Driven Haptic Rendering“. In: *Third Joint EuroHaptics conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WorldHaptics Conference)*. Salt Lake City, UT, USA, 2009, S. 39–44. DOI: 10.1109/WHC.2009.4810814.
- [165] J. Hwang, M. Williams und G. Niemeyer. „Toward Event-Based Haptics: Rendering Contact using Open-Loop Force Pulses“. In: *12th International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. Chicago, IL, USA, 2004. DOI: 10.1109/HAPTIC.2004.1287174.
- [166] *Hyperbraille - Grafikfähiges Display für Blinde*. Letzter Abruf: 07.03.12. URL: <http://www.hyperbraille.de/>.
- [167] M. Illert und J. P. Kuhtz-Buschbeck. „Motorisches System“. In: *Neuro- und Sinnesphysiologie*. Hrsg. von F. Schmidt und H.-G. Schaible. Heidelberg: Springer, 2006. DOI: 10.1007/3-540-29491-0.
- [168] Interlink Electronics, Inc. *Products and Solutions*. Letzter Abruf: 17.08.2012. URL: <http://www.interlinkelectronics.com/products.php>.
- [169] R. Isermann. *Regelungstechnik I*. Skriptum zur Vorlesung. Technische Universität Darmstadt, Institut für Automatisierungstechnik, 2002.
- [170] A. Israr, S. Choi und H. Z. Tan. „Detection Threshold and Mechanical Impedance of the Hand in a Pen-Hold Posture“. In: *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. Peking, C, 2006, S. 472–477. DOI: 10.1109/IROS.2006.282353.
- [171] A. Israr, S. Choi und H. Z. Tan. „Mechanical Impedance of the Hand Holding a Spherical Tool at Threshold and Suprathreshold Stimulation Levels“. In: *Second Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WorldHaptics Conference)*. Tsukuba, 2007. DOI: 10.1109/WHC.2007.81.
- [172] A. Israr und H. Z. Tan. „Frequency and Amplitude Discrimination along the Kinesthetic-Cutaneous Continuum in the Presence of Masking Stimuli“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 120.5 (2006), S. 2789–2800. DOI: 10.1121/1.2354022.
- [173] R. Jagodzinski und G. Wintergerst. „A Toolkit for Developing Haptic Interfaces - Control Dial Based on Electromagnetic Brake“. In: *UIST*. Victoria, BC, CA, 2009.
- [174] L. Jandura und M. Srinivasan. „Experiments on Human Performance in Torque Discrimination and Control“. In: *Dynamic Systems and Control, ASME, DSC-55* 1 (1994), S. 369–375.
- [175] G. Jansson und L. Monaci. „Identification of Real Objects under Conditions Similar to those in Haptic Display: Providing Spatially Distributed Information at the Contact Areas is more Important than Increasing the Number of Area“. In: *Virtual Reality* 9 (2006), S. 243–249. DOI: 10.1007/s10055-006-0021-y.
- [176] G. Johansson. „Haptics as a Substitute for Vision“. In: *Assistive Technology for Visually Impaired and Blind People*. Hrsg. von M. A. Hersch und M. A. Johnson. Heidelberg: Springer, 2008, S. 135–166. ISBN: 978-1846288661.
- [177] R. S. Johansson und I. Birnieks. „First Spikes in Ensembles of Human Tactile Afferents Code Complex Spatial Fingertip Events“. In: *Nat Neurosci* 7.2 (2004), S. 170–177. DOI: 10.1038/nn1177.

- 
- [178] K. Johnson, T. Yoshioka und F. Vega-Bermudez. „Tactile Functions of Mechanoreceptive Afferents Innervating the Hand“. In: *Journal of Clinical Neurophysiology* 17.6 (2000), S. 539. DOI: 10.1109/TOH.2011.5.
- [179] K. O. Johnson. „The Roles and Functions of Cutaneous Mechanoreceptors“. In: *Current Opinion in Neurobiology* 11.4 (2001), S. 455–461. DOI: 10.1016/S0959-4388(00)00234-8.
- [180] K. Johnson. „Neural Basis of Haptic Perception“. In: *Steven's Handbook of Experimental Psychology*. Hrsg. von H. Pashler. New York, NY, USA: Wiley, 2002, S. 537–583. ISBN: 978-0471377771.
- [181] L. Jones. *Kinesthetic sensing*. Cambridge, MA, USA: MIT Press, 2000.
- [182] L. Jones und M. Berris. „The Psychophysics of Temperature Perception and Thermal Interface Design“. In: *10th Symposium on Haptic Interfaces For Virtual Environments and Teleoperator Systems*. Orlando, FL, USA, 2002. DOI: 10.1109/HAPTIC.2002.998951.
- [183] L. Jones und I. Hunter. „A Perceptual Analysis of Stiffness“. In: *Experimental Brain Research* 79.1 (1990), S. 150–156. DOI: 10.1007/BF00228884.
- [184] L. Jones und I. Hunter. „A Perceptual Analysis of Viscosity“. In: *Experimental Brain Research* 94.2 (1993), S. 343–351. DOI: 10.1007/BF00230304.
- [185] L. Jones und S. Lederman. *Human Hand Function*. Oxford, GB: Oxford University Press, 2006. ISBN: 0195173155.
- [186] L. Jones und E. Piatetski. „Contribution of Tactile Feedback From the Hand to the Perception of Force“. In: *Experimental Brain Research* 168 (2006), S. 289–302. DOI: 10.1007/s00221-005-0259-8.
- [187] L. A. Jones. „Perception of Force and Weight: Theory and Research“. In: *Psychological Bulletin* 100 (1986), S. 29–42. DOI: 10.1037/0033-2909.100.1.29.
- [188] L. A. Jones. „Matching Forces: Constant Errors and Differential Thresholds“. In: *Perception* 18.5 (1989), S. 681–687. DOI: 10.1068/p180681.
- [189] J. Jung, J. Ryu und S. Choi. „Physical and Perceptual Characteristics of Vibration Rendering in Mobile Device“. *ACM Transactions on Applied Perception*. 2007.
- [190] M. Jungmann. „Entwicklung elektrostatischer Festkörperaktoren mit elastischen Dielektrika für den Einsatz in taktilen Anzeigefeldern“. Dissertation. Technische Universität Darmstadt, 2004.
- [191] C. Kaernbach. „Adaptive Threshold Estimation with Unforced-Choice Tasks“. In: *Perception & Psychophysics* 63.8 (2001), S. 1377–1388. DOI: 10.3758/BF03194549.
- [192] A. M. L. Kappers und J. J. Koenderink. „Haptic perception of spatial relations“. In: *Perception* 28.6 (1999), S. 781–795. DOI: 10.1068/p2930.
- [193] S. Kassner. „Haptische Mensch-Maschine-Schnittstelle für ein laparoskopisches Chirurgie-System“. Eingereichte Dissertation. Technische Universität Darmstadt, 2013.
- [194] G. Kebeck. *Wahrnehmung: Theorien, Methoden und Forschungsergebnisse der Wahrnehmungspsychologie*. Weinheim: Juventa, 1994. ISBN: 978-3779903161.

- 
- [195] G. Keppel. *Design and analysis: A researcher's handbook*. Old Tappan, NJ, USA: Pearson Education, 1991. ISBN: 978-0135159415.
- [196] T. A. Kern und R. Werthschützky. „Studies of the Mechanical Impedance of the Index Finger in Multiple Dimensions.“ In: *Haptics. Perception, Devices and Scenarios*. Hrsg. von M. Ferre. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Madrid, ES. Springer, 2008, S. 175–180. DOI: 10.1007/978-3-540-69057-3\_21.
- [197] T. Kern u. a. „Study of the Influence of Varying Diameter and Grasp-Forces on Mechanical Impedance for the Grasp of Cylindrical Objects“. In: *Proceedings of the Eurohaptics Conference*. Paris, F, 2006.
- [198] T. A. Kern. „Haptisches Assistenzsystem für diagnostische und therapeutische Katheterisierungen“. Dissertation. Technische Universität Darmstadt, 2006.
- [199] T. A. Kern. „Application of Positioning Sensors“. In: *Engineering Haptic Devices - A Beginner's Guide for Engineers*. Hrsg. von T. A. Kern. Springer, 2009, S. 357–372.
- [200] T. A. Kern. „Biological Basics of Haptic Perception“. In: *Engineering Haptic Devices - A Beginner's Guide for Engineers*. Hrsg. von T. A. Kern. Heidelberg: Springer, 2009, S. 35–58. DOI: 10.1007/978-3-540-88248-0\_3.
- [201] T. A. Kern. „Identification of Requirements“. In: *Engineering Haptic Devices - A Beginner's Guide for Engineers*. Hrsg. von T. A. Kern. Heidelberg: Springer, 2009, S. 115–129. DOI: 10.1007/978-3-540-88248-0\_6.
- [202] T. A. Kern. „Modeling the User“. In: *Engineering Haptic Devices - A Beginner's Guide for Engineers*. Hrsg. von T. A. Kern. Heidelberg: Springer, 2009, S. 59–93. DOI: 10.1007/978-3-540-88248-0\_4.
- [203] T. A. Kern, M. Matysek und S. Sindlinger. „Actuator Design“. In: *Engineering Haptic Devices - A Beginner's Guide for Engineers*. Hrsg. von T. A. Kern. Springer, 2009, S. 191–312. DOI: 10.1007/978-3-540-88248-0\_9.
- [204] T. A. Kern, A. Schaeffer und R. Werthschützky. „An Interaction Model for the Quantification of Haptic Impressions“. In: *Haptics: Perception, Devices and Scenarios*. Hrsg. von M. Ferre. LNCS 5024. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Madrid, ES. Heidelberg: Springer, 2008, S. 139–145. DOI: 10.1007/978-3-540-69057-3\_15.
- [205] T. A. Kern u. a. *Engineering Haptic Devices - A Beginner's Guide for Engineers*. Hrsg. von T. A. Kern. Heidelberg: Springer, 2009. ISBN: 978-3-540-88247-3.
- [206] O. Kerpa, K. Weiss und H. Worn. „Development of a Flexible Tactile Sensor System for a Humanoid Robot“. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. 2003. DOI: 10.1109/IROS.2003.1250596.
- [207] H. Kesten. „Accelerated Stochastic Approximation“. In: *The Annals of Mathematical Statistics* 29.1 (1958), S. 41–59.
- [208] J. Kildal. „Kooboh: Variable Tangible Properties in a Handheld Haptic-Illusion Box“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012, S. 191–194. DOI: 10.1007/978-3-642-31404-9\_33.



- 
- [209] S. H. Kim u. a. „Texture Classification using a Polymer-Based MEMS Tactile Sensor“. In: *Journal of Micromechanics and Microengineering* 15 (2005), S. 912. DOI: 10.1088/0960-1317/15/5/003.
- [210] S. Kim u. a. „Route Guidance Modality for Elder Driver Navigation“. In: *Pervasive Computing*. LNCS 7319. Heidelberg: Springer, 2012, S. 179–196. DOI: 10.1007/978-3-642-31205-2\_12.
- [211] P. E. King-Smith u. a. „Efficient and Unbiased Modifications of the QUEST Threshold Method: Theory, Simulations, Experimental Evaluation and Practical Implementation“. In: *Vision Research* 34.7 (1994), S. 885–912. DOI: 10.1016/0042-6989(94)90039-6.
- [212] C.-H. King u. a. „Tactile Feedback Induces Reduced Grasping Force in Robot-Assisted Surgery“. In: *IEEE Transactions on Haptics* 2.2 (2009), S. 103–110. DOI: 10.1109/TOH.2009.4.
- [213] H. H. King, R. Donlin und B. Hannaford. „Perceptual Thresholds for Single vs. Multi-Finger Haptic Interaction“. In: *IEEE Haptics Symposium*. Waltham, MA, USA, 2010, S. 95–99. DOI: 10.1109/HAPTIC.2010.5444670.
- [214] A. Kirkpatrick und S. Douglas. „Application-Based Evaluation of Haptic Interfaces“. In: *10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. Orlando, FL, USA, 2002, S. 32–39. DOI: 10.1109/HAPTIC.2002.998938.
- [215] S. Klein. „Measuring, Estimating, and Understanding the Psychometric Function: A Commentary“. In: *Attention, Perception, & Psychophysics* 63.8 (2001), S. 1421–1455. DOI: 10.3758/BF03194552.
- [216] W. Kleppmann. *Taschenbuch Versuchsplanung*. Hanser Verlag, 2008.
- [217] R. Klinke. „Hören und Sprechen: Kommunikation des Menschen“. In: *Physiologie*. Hrsg. von R. Klinke u. a. Thieme, 2010, S. 676–694. ISBN: 978-3137960065.
- [218] T. Knott, Y. Law und T. Kuhlen. „Stable and Transparent Bimanual Six-Degree-of-Freedom Haptic Rendering Using Trust Region Optimization“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012, S. 270–281. DOI: 10.1007/978-3-642-31401-8\_25.
- [219] B. Kollmeier, R. H. Gilkey und U. K. Sieben. „Adaptive Staircase Techniques in Psychoacoustics: A Comparison of Human Data and a Mathematical Model“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 83 (1988), S. 1852. DOI: 10.1121/1.396521.
- [220] L. Kontsevich und C. Tyler. „Bayesian Adaptive Estimation of Psychometric Slope and Threshold“. In: *Vision Research* 39.16 (1999), S. 2729–2737. DOI: 10.1016/S0042-6989(98)00285-5.
- [221] K. Kosuge u. a. „Force Control of Parallel Link Manipulator with Hydraulic Actuators“. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Bd. 1. Minneapolis, MN, USA, 1996, S. 305–310. DOI: 10.1109/ROBOT.1996.503794.
- [222] R. Kowalewski u. a. „Improved Acuity and Dexterity but Unchanged Touch and Pain Thresholds following Repetitive Sensory Stimulation of the Fingers“. In: *Neural Plasticity* 2012 (2012). DOI: 10.1155/2012/974504.
- [223] L. Kruger, M. P. Friedman und E. C. Carterette, Hrsg. *Pain and Touch*. Maryland Heights, MO, USA: Academic Press, 1996. ISBN: 978-0123992390.

- 
- [224] K. J. Kuchenbecker, J. Fiene und G. Niemeyer. „Improving Contact Realism Through Event-Based Haptic Feedback“. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 12.2 (2006), S. 219–230. DOI: 10.1109/TVCG.2006.32.
- [225] K. Kuchenbecker u. a. „VerroTouch: High-Frequency Acceleration Feedback for Telerobotic Surgery“. In: *Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations*. Hrsg. von A. M. L. Kappers, W. M. Bergmann-Tiest und F. C. van der Helm. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Amsterdam, NL. Heidelberg: Springer, 2010, S. 189–196. DOI: 10.1007/978-3-642-14064-8\_28.
- [226] C. Kunstmann. *Handhabungssystem mit optimierter Mensch-Maschine-Schnittstelle für die Mikromontage*. Düsseldorf: VDI-Verlag, 1999. ISBN: 3-18-375108-9.
- [227] S. Kuroki, J. Watanabe und S. Nishida. „Dissociation of Vibrotactile Frequency Discrimination Performances for Supra-Threshold and Near-Threshold Vibrations“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012, S. 79–84. DOI: 10.1007/978-3-642-31404-9\_14.
- [228] K.-U. Kyung u. a. „Perceptual and Biomechanical Frequency Response of Human Skin: Implication for Design of Tactile Displays“. In: *First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WorldHaptics Conference)*. 2005. DOI: 10.1109/WHC.2005.105.
- [229] R. H. LaMotte und M. Srinivasan. „Surface Microgeometry: Tactile Perception and Neural Encoding“. In: *Information Processing in the Somatosensory System*. Hrsg. von O. Franz und J. Westman. London: MacMillan Press, 1991, S. 49–58. ISBN: 978-0333524930.
- [230] D. Lawrence. „Stability and Transparency in Bilateral Teleoperation“. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 9.5 (1993), S. 624–637. DOI: 10.1109/CDC.1992.371336.
- [231] D. A. Lawrence u. a. „Rate-Hardness: A New Performance Metric for Haptic Interfaces“. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 16 (2000), S. 357–371. DOI: 10.1109/70.864228.
- [232] K. Lückel. „Prüfstand zur Messung von Motorinduktivitäten für Linearmotoren“. Diplomarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut EMK, 2007.
- [233] S. J. Lederman. „Skin and Touch“. In: *Encyclopedia of human biology*. Hrsg. von R. Dulbecco. Maryland Heights, MO, USA: Academic Press, 1991, S. 51–63. ISBN: 978-0122267475.
- [234] S. J. Lederman und R. L. Klatzky. „Haptic Perception: A Tutorial“. In: *Attention, Perception & Psychophysics* 71.7 (2009), S. 1439. DOI: 10.3758/APP.71.7.1439.
- [235] S. Lederman und L. Jones. „Tactile and Haptic Illusions“. In: *IEEE Transactions on Haptics* 4.4 (2011), S. 273–294. DOI: 10.1109/TOH.2011.2.
- [236] S. J. Lederman. „The Perception of Surface Roughness by Active and Passive Touch“. In: *Bulletin of the Psychonomic Society* 18.5 (1981), S. 253–255.
- [237] M. R. Leek. „Adaptive Procedures in Psychophysical Research“. In: *Perception & Psychophysics* 63.8 (2001), S. 1279–1292. DOI: 10.3758/BF03194543.
- [238] A. Lenk u. a., Hrsg. *Electromechanical Systems in Microtechnology and Mechatronics: Electrical, Mechanical and Acoustic Networks, their Interactions and Applications*. Heidelberg: Springer, 2011. ISBN: 978-3-642-10806-8.

- 
- [239] R. Lerch. *Elektrische Messtechnik: Analoge, digitale und computergestützte Verfahren*. Heidelberg: Springer, 2010. ISBN: 978-3642054549.
- [240] H. Levitt. „Transformed Up-Down Methods in Psychoacoustics“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 49.2, Suppl 2 (1971), S. 467–477. DOI: 10.1121/1.1912375.
- [241] Y. Li u. a. „Passive and Active Kinesthetic Perception Just Noticeable Difference for Natural Frequency of Virtual Dynamic Systems“. In: *Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems*. Reno, NE, USA, 2008. DOI: 10.1109/HAPTICS.2008.4479908.
- [242] X. Libouton u. a. „Tactile Roughness Discrimination of the Finger Pad Relies Primarily on Vibration Sensitive Afferents not Necessarily Located in the Hand“. In: *Behavioural Brain Research* 229.1 (2012), S. 273–279. DOI: 10.1016/j.bbr.2012.01.018.
- [243] R. Van der Linde u. a. „The HapticMaster, a New High-Performance Haptic Interface“. In: *Proceedings of the Eurohaptics Conference*. Edinburgh, UK, 2002.
- [244] M. Linschoten u. a. „Fast and Accurate Measurement of Taste and Smell Thresholds Using a Maximum-Likelihood Adaptive Staircase Procedure“. In: *Attention, Perception, & Psychophysics* 63.8 (2001), S. 1330–1347. DOI: 10.3758/BF03194546.
- [245] A. Lugtigheid. *matlabstaircase*. Software-Dokumentation. MIT Lizenz, letzter Abruf: 03.05.11. 2011. URL: <http://code.google.com/p/matlabstaircase/>.
- [246] J. Lylykangas u. a. „Providing Two-Dimensional Tactile Directional Information with One-Dimensional Movement“. In: *Third Joint EuroHaptics conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WorldHaptics Conference)*. Salt Lake City, UT, USA, 2009, S. 593–598. DOI: 10.1109/WHC.2009.4810821.
- [247] N. Macmillan und C. Creelman. *Detection Theory: A User's Guide*. London: Lawrence Erlbaum, 2005. ISBN: 978-0805842319.
- [248] R. Madigan und D. Williams. „Maximum-Likelihood Psychometric Procedures in Two-Alternative Forced-Choice: Evaluation and Recommendations“. In: *Attention, Perception, & Psychophysics* 42.3 (1987), S. 240–249. ISSN: 1943-3921. DOI: 10.3758/BF03203075.
- [249] T. Maeder, C. Jacq und P. Rysler. „Low-Firing Thick-Film Piezoresistive Sensors for Medical Instruments“. In: *Procedia Engineering*. Bd. 5. Proceedings of the Eurosensors Conference, Linz, A. Elsevier, 2010, S. 1140–1143.
- [250] C. Magnusson und S. Brewster. *Guidelines for Haptic Lo-Fi Prototyping*. Workshop-Dokumentation. NordiCHI. 2008.
- [251] D. Mahns u. a. „Vibrotactile Frequency Discrimination in Human Hairy Skin“. In: *Journal of Neurophysiology* 95.3 (2006), S. 1442. DOI: 10.1152/jn.00483.2005.
- [252] J. C. Makous, G. A. Gescheider und S. J. Bolanowski. „Decay in the Effect of Vibrotactile Masking“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 99.2 (1996), S. 1124–1129. DOI: 10.1121/1.414597.
- [253] T. Massie und J. Salisbury. „The PHANToM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects“. In: *Proceedings of the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. Chicago, IL, USA, 1994, S. 295–302.

- 
- [254] T. Matakis, S. Hirche und M. Buss. „Control of Networked Systems Using the Scattering Transformation“. In: *IEEE Transactions on Control Systems Technology* 17.1 (2009), S. 60–67. DOI: 10.1109/TCST.2008.922570.
- [255] M. Matyssek. „Dielektrische Elastomeraktoren in Multilayer-Technologie für taktile Displays“. Dissertation. Technische Universität Darmstadt, 2010.
- [256] W. McMahan u. a. „Tool Contact Acceleration Feedback for Telerobotic Surgery“. In: *IEEE Transactions on Haptics* 4.3 (2011), S. 210–220. DOI: 10.1109/TOH.2011.31.
- [257] T. Meiss. „Silizium-Mikrokräftensensoren für haptische Katheterisierungen: Entwurf, Musterbau und Signalverarbeitung sowie erste Validierung des Assistenzsystems HapCath“. Dissertation. Technische Universität Darmstadt, 2012.
- [258] M. Meyer. *Grundlagen der Informationstechnik - Signale, Systeme und Filter*. Wiesbaden: Vieweg, 2002.
- [259] T. Mielke. „Entwicklung einer Aufnahmevorrichtung zur Einstellung der Kontaktkraft zwischen Finger und Auflagefläche bei haptischen Messungen“. Bachelorarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2012.
- [260] *Mikroneurographie*. Letzter Abruf: 01.08.12. Charité Universitätsmedizin Berlin. 2009. URL: <http://www.charite-buch.de/nephrologie/micneu.htm>.
- [261] P. Mitra und G. Niemeyer. „Model-Mediated Telemanipulation“. In: *The International Journal of Robotics Research* 27.2 (2008), S. 253. ISSN: 0278-3649. DOI: 10.1177/0278364907084590.
- [262] M. Morioka und M. J. Griffin. „Thresholds for the Perception of Hand-Transmitted Vibration: Dependence on Contact Area and Contact Location“. In: *Somatosensory and Motor Research* 22 (2005), S. 281–297.
- [263] H. Muhammad u. a. „Development of a Bioinspired MEMS Based Capacitive Tactile Sensor for a Robotic Finger“. In: *Sensors and Actuators A: Physical* 165.2 (2011), S. 221–229. DOI: 10.1016/j.sna.2010.10.025.
- [264] H. Musmann. „Genesis of the MP3 Audio Coding Standard“. In: *IEEE Transactions on Consumer Electronics* 52.3 (2006), S. 1043–1049. DOI: 10.1109/TCE.2006.1706505.
- [265] NASA. *Space Shuttle Mission STS-90, Highlight Report Day 12*. Letzter Abruf: 01.08.12. 1998. URL: <http://science.ksc.nasa.gov/shuttle/missions/sts-90/sts-90-day-12-highlights.html>.
- [266] N. Nakamura und Y. Fukui. „Development of a Force and Torque Hybrid Display "Gyro-CubeStick"“. In: *First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WorldHaptics Conference)*. Pisa, I, 2005. DOI: 10.1109/WHC.2005.37.
- [267] C. Neupert. „Entwicklung eines haptischen Displays mit zwei Freiheitsgraden für medizintechnische Anwendungen“. Diplomarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2011.
- [268] D. Nührmann. *Professionelle Schaltungstechnik, Bd. 1-4*. Haar: Franzis, 1999. ISBN: 978-3772367168.

- 
- [269] U. Norrswell u. a. „Tactile Directional Sensibility and Diabetic Neuropathy“. In: *Muscle & Nerve* 24.11 (2001), S. 1496–1502. DOI: 10.1002/mus.1174.
- [270] M. N. Oguztoreli und R. B. Stein. „Optimal Task Performance of Antagonistic Muscles“. In: *Biological Cybernetics* 64.2 (1990), S. 87–94. DOI: 10.1007/BF02331337.
- [271] S. Okamoto, M. Konyo und S. Tadokoro. „Vibrotactile Stimuli Applied to Finger Pads as Biases for Perceived Inertial and Viscous Loads“. In: *IEEE Transactions on Haptics* 4.4 (2011), S. 307–315. DOI: 10.1109/TOH.2011.16.
- [272] R. Okazaki, H. Kajimoto und V. Hayward. „Vibrotactile Stimulation Can Affect Auditory Loudness: A Pilot Study“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. LNCS 7282. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012, S. 103–108. DOI: 10.1007/978-3-642-31404-9\_18.
- [273] F. Olierook und M. Funk. „Hands Reaching Out of Dreamland: A Haptic Peripheral Alarm Clock“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. LNCS 7282. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012, S. 109–114. DOI: 10.1007/978-3-642-31404-9\_19.
- [274] P. Olsson u. a. „Rendering Stiffness with a Prototype Haptic Glove Actuated by an Integrated Piezoelectric Motor“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. LNCS 7282. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012, S. 361–372. DOI: 10.1007/978-3-642-31401-8\_33.
- [275] S. Otto. „Vergleichende Simulation adaptiver, psychometrischer Verfahren zur Schätzung von Wahrnehmungsschwellen“. Magisterarbeit. Technische Universität Berlin, Institut für Sprache und Kommunikation, 2008.
- [276] S. Otto und S. Weinzierl. „Comparative Simulations of Adaptive Psychometric Procedures.“ In: *Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Akustik*. Rotterdam, NL: Dt. Ges. für Akustik, 2009, S. 1276–1279.
- [277] D. Pai und P. Rizun. „The WHaT: A Wireless Haptic Texture Sensor“. In: *11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. 2003, S. 3–9. DOI: 10.1109/HAPTIC.2003.1191210.
- [278] X. Pang, H. Tan und N. Durlach. „Manual Discrimination of Force Using Active Finger Motion“. In: *Perception and Psychophysics* 49 (6) (1991), S. 531–540. DOI: 10.3758/BF03212187.
- [279] X. Pang, H. Tan und N. Durlach. „Manual Resolution of Length, Force and Compliance“. In: *ASME DSC Advances in Robotics* 42 (1992), S. 13–18.
- [280] M. Pare, H. Carnahan und A. Smith. „Magnitude Estimation of Tangential Force Applied to the Fingerpad“. In: *Experimental Brain Research* 142.3 (2002), S. 342–348. DOI: 10.1007/s00221-001-0939-y.
- [281] P. Peng, R. Rajamani und A. Erdman. „Flexible Tactile Sensor for Tissue Elasticity Measurements“. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 18.6 (2009), S. 1226–1233. DOI: 10.1109/JMEMS.2009.2034391.
- [282] A. Pentland. „Maximum Likelihood Estimation: The Best PEST“. In: *Attention, Perception, & Psychophysics* 28.4 (1980), S. 377–379. DOI: 10.3758/BF03204398.

- 
- [283] R. Peters, E. Hackman und D. Goldreich. „Diminutive Digits Discern Delicate Details: Fingertip Size and the Sex Difference in Tactile Spatial Acuity“. In: *Journal of Neuroscience* 29.50 (2009), S. 15756. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.3684-09.2009.
- [284] J. Podobnik und M. Munih. „Haptic Interaction Stability with Respect to Grasp Force“. In: *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews* 37.6 (2007), S. 1214–1222. DOI: 10.1109/TSMCC.2007.905816.
- [285] T. Polster und M. Hoffmann. „Aluminum Nitride Based 3D, Piezoelectric, Tactile Sensor“. In: *Proceedings of the XXIII Eurosensors Conference*. Lausanne, CH: Elsevier, 2009. DOI: 10.1016/j.proche.2009.07.036.
- [286] H. Pongrac. „Vibrotactile Perception: Examining the Coding of Vibrations and the Just Noticeable Difference under Various Conditions“. In: *Multimedia systems* 13.4 (2008), S. 297–307. DOI: 10.1007/s00530-007-0105-x.
- [287] H. Pongrac u. a. „Limitations of Human 3D Force Discrimination“. In: *Proceedings of Human-Centered Robotics Systems* (2006).
- [288] P. Pott, H. Scharf und M. Schwarz. „Today’s State of the Art in Surgical Robotics“. In: *Computer Aided Surgery* 10.2 (2005), S. 101–132.
- [289] P. Pott und M. Schwarz. „State of the Art of Medical robotics - Areas of Application.“ In: 44. Jahrestagung der DGBMT. 2010.
- [290] D. Prescher, G. Weber und M. Spindler. „A Tactile Windowing System for Blind Users“. In: *Proceedings of the 12th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility*. Orlando, Florida, USA: ACM, 2010, S. 91–98. DOI: 10.1145/1878803.1878821.
- [291] N Prins und F. A. A. Kingdom. *Palamedes: Matlab Routines for Analyzing Psychophysical Data*. Letzter Abruf: 15.03.12. 2009. URL: <http://www.palamedestoolbox.org>.
- [292] N. Prins und F. A. A. Kingdom. *Psychophysics: a Practical Introduction*. Maryland Heights, MO, USA: Academic Press, 2010. ISBN: 978-0-12-373656-7.
- [293] E. P. Westebring-van der Putten u. a. „Haptics in Minimally Invasive Surgery - a Review“. In: *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies* 17.1 (2008), S. 3–16. DOI: 10.1080/13645700701820242.
- [294] G. Raju, G. Verghese und T. Sheridan. „Design Issues in 2-port Network Models of Bilateral Remote Manipulation“. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Scottsdale, AZ, USA, 1989, S. 1316–1321. DOI: 10.1109/ROBOT.1989.100162.
- [295] M. Rank u. a. „Masking Effects for Damping JND“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. LNCS 7282. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012, S. 145–150. DOI: 10.1007/978-3-642-31404-9\_25.
- [296] J. Rausch. „Kraftsensorentwurf“. In: *Entwicklung Haptischer Geräte*. Hrsg. von T. A. Kern. Heidelberg: Springer, 2009, S. 325–371. DOI: 10.1007/978-3-540-87644-1\_10.
- [297] J. Rausch. „Entwicklung und Anwendung miniaturisierter piezoresistiver Dehnungsmesselemente“. Dissertation. Technische Universität Darmstadt, 2012.
- [298] J. Reisinger u. a. „Haptical feeling of rotary switches“. In: *Proceedings of EuroHaptics 2006*. Paris, F, 2006.

- 
- [299] J. Reisinger. „Parametrisierung der Haptik von handbetätigten Stellteilen“. Dissertation. Technische Universität München, 2009.
- [300] R. Riener u. a. „Orthopädischer Trainingssimulator mit haptischem Feedback“. In: *Automatisierungstechnik* 50 (2002), S. 296–301. DOI: 10.1524/auto.2002.50.6.296.
- [301] W. Rohmert. *Arbeitswissenschaftliche Methodensammlung*. Methodensammlung. Technische Universität Darmstadt, Institut für Arbeitswissenschaft, 1994.
- [302] M. Rose u. a. „Parallel Robots with Adaptronic Components“. In: *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* 15.9 (2004), S. 763–770. DOI: 10.1177/1045389X04043900.
- [303] A. Röse. „Kinematikentwurf“. In: *Entwicklung Haptischer Geräte*. Hrsg. von T. A. Kern. Heidelberg: Springer, 2009, S. 171–198. DOI: 10.1007/978-3-540-87644-1\_8.
- [304] A. Röse. „Parallelkinematische Mechanismen zum intrakorporalen Einsatz in der laparoskopischen Chirurgie“. Dissertation. Technische Universität Darmstadt, 2011.
- [305] F. Rösler, G. Battenberg und F. Schüttler. „Subjektive Empfindungen und objektive Charakteristika von Bedienelementen“. In: *Automobiltechnische Zeitschrift* 4 (2009), S. 292–297.
- [306] J. Ryu u. a. „Vibrotactile Feedback for Information Delivery in the Vehicle“. In: *IEEE Transactions on Haptics* 3.2 (2010), S. 138–149. DOI: 10.1109/TOH.2010.1.
- [307] C. Salisbury u. a. „What You Can't Feel Won't Hurt You: Evaluating Haptic Hardware Using a Haptic Contrast Sensitivity Function“. In: *IEEE Transactions on Haptics* 4.2 (2011), S. 134–146. DOI: 10.1109/TOH.2011.5.
- [308] E. Samur. „Systematic Evaluation Methodology and Performance Metrics for Haptic Interfaces“. Dissertation. École Polytechnique Fédérale de Lausanne, 2010.
- [309] F. Sarodnick und H. Brau. *Methoden der Usability Evaluation*. Bern, CH: Huber, 2006. ISBN: 3-456-84200-7.
- [310] T. Schaufß und A. Peer. „Parameter-Space Transparency Analysis of Teleoperation Systems“. In: *IEEE Haptics Symposium*. Vancouver, CA, 2012. DOI: 10.1109/HAPTIC.2012.6183778.
- [311] J. Scheibert u. a. „A Novel Biomimetic Haptic Sensor to study the Physics of Touch“. In: *Colloque Mécanotransduction*. Paris, F, 2004.
- [312] H. F. Schlaak u. a. „A Novel Laparoscopic Instrument with Multiple Degrees of Freedom and Intuitive Control“. In: *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*. Antwerpen, B, 2008. DOI: 10.1007/978-3-540-89208-3\_394.
- [313] R. Schlauch und R. Rose. „Two-, Three-, and Four-Interval Forced-Choice Staircase Procedures: Estimator Bias and Efficiency“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 88 (1990), S. 732. DOI: 10.1121/1.399776.
- [314] F. Schmidt und H.-G. Schaible, Hrsg. *Neuro- und Sinnesphysiologie*. Heidelberg: Springer, 2006. DOI: 10.1007/3-540-29491-0.
- [315] K. C. Seow. „Physiology of Touch, Grip and Gait“. In: *Tactile Sensors for Robotics and Medicine*. Hrsg. von J. G. Webster. New York, NY, USA: Wiley, 1988, S. 13–40. ISBN: 978-0471606079.

- 
- [316] A. Shah u. a. „How to Build an Inexpensive 5-DOF Haptic Device using two Novint Falcons“. In: *Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations*. Hrsg. von A. M. L. Kappers, W. M. Bergmann-Tiest und F. C. van der Helm. LNCS 6191. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Amsterdam, NL. Heidelberg: Springer, 2010, S. 136–143. DOI: 10.1007/978-3-642-14064-8\_21.
- [317] B. R. Shelton, M. C. Picardi und D. M. Green. „Comparison of Three Adaptive Psychophysical Procedures“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 71.6 (1982), S. 1527. DOI: Comparisonofthreeadaptivepsychophysicalprocedures.
- [318] K. Shimoga. „A Survey of Perceptual Feedback Issues in Dexterous Telemanipulation Part I. Finger Force Feedback“. In: *Proceedings of the IEEE Virtual Reality annual International Symposium*. Seattle, WA, USA, 1993, S. 263–270. DOI: 10.1109/VRAIS.1993.380770.
- [319] K. Shimoga. „A Survey of Perceptual Feedback Issues in Dexterous Telemanipulation Part II. Finger Touch Feedback“. In: *Proceedings of the IEEE Virtual Reality annual International Symposium*. Seattle, WA, USA, 1993, S. 271–279. DOI: 10.1109/VRAIS.1993.380769.
- [320] M. Solazzi u. a. „A Fingertip Haptic Display for Improving Local Perception of Shape Cues“. In: *Second Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WorldHaptics Conference)*. Tsukuba, JP, 2007, S. 409–414. DOI: 10.1109/WHC.2007.3.
- [321] H. Son, T. Bhattacharjee und H. Hashimoto. „Enhancement in Operator’s Perception of Soft Tissues and Its Experimental Validation for Scaled Teleoperation Systems“. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 16.6 (2011), S. 1096 –1109. DOI: 10.1109/TMECH.2010.2076826.
- [322] R. A. Sorensen. *Thought Experiments*. Oxford, GB: Oxford University Press, 1998. ISBN: 9780195129137 (Reprint).
- [323] C. Spence und C. Ho. „Tactile and Multisensory Spatial Warning Signals for Drivers“. In: *IEEE Transactions on Haptics* 1 (2008), S. 121–129. DOI: 10.1109/TOH.2008.14.
- [324] D. Späth. *Arbeitswissenschaft I*. Skriptum zur Vorlesung. Universität Stuttgart, Institut für Arbeitswissenschaft und Technologiemanagement (IAT), 2012.
- [325] E. Starke. „Kombinierte Simulation - eine weitere Methode zur Optimierung elektromechanischer Systeme“. Diss. Technische Universität Dresden, 2009.
- [326] S. S. Stevens. „A Scale for the Measurement of a Psychological Magnitude: Loudness“. In: *Psychological Review* 43.5 (1936), S. 405. DOI: 10.1037/h0058773.
- [327] S. S. Stevens. *Psychophysics*. Hrsg. von G. Stevens. Piscataway, NJ, USA: Transaction Books, 1975. ISBN: 978-0887386435.
- [328] I. Stöhr. „Simulation und Aufbau eines analogen Reglers für eine hochdynamische Kraftquelle“. Diplomarbeit. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2006.
- [329] J. Streque u. a. „Elaboration and Test of High Energy Density Magnetic Micro-Actuators for Tactile Display Applications“. In: *Proceedings of the XXIII Eurosensors Conference*. Lausanne: Elsevier, 2009.



- 
- [330] J. Streque u. a. „Magnetostatic Micro-Actuator based on Ultrasoft Elastomeric Membrane and Copper—Permalloy Electrodeposited Structures“. In: *IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*. Paris, F, 2012, S. 1157–1160. DOI: 10.1109/MEMSYS.2012.6170368.
- [331] I. Summers, Hrsg. *Tactile Aids for the Hearing Impaired*. London, GB: Whurr, 1996. ISBN: 978-1870332170.
- [332] M. Symmons u. a. „Active Versus Passive Touch in Three Dimensions“. In: *First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WorldHaptics Conference)*. Pisa, I, 2005. DOI: 10.1109/WHC.2005.20.
- [333] H. Tan u. a. „Temporal Masking of Multidimensional Tactual Stimuli“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 116.9, Part 1 (2003), S. 3295–3308. DOI: 10.1121/1.1623788.
- [334] H. Tan und W. Rabinowitz. „A New Multi-Finger Tactual Display“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 99.4 (1996), S. 2477–2500. DOI: 10.1121/1.415560.
- [335] H. Z. Tan u. a. „Manual Resolution of Compliance when Work and Force Cues are Minimized“. In: *Advances in Robotics, Mechatronics and Haptic Interfaces* (1993), S. 99–104.
- [336] H. Z. Tan u. a. „Human Factors for the Design of Force-Reflecting Haptic Interfaces“. In: *ASME DSC Dynamic Systems and Control* 55.1 (1994), S. 353–359.
- [337] H. Z. Tan u. a. „Force Direction Discrimination is not Influenced by Reference Force Direction“. In: *Haptics-e* 1 (2006), S. 1–6.
- [338] Y. Tanaka u. a. „Contact Force during Active Roughness Perception“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. Bd. 7282. LNCS. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012, S. 163–168.
- [339] M. Taylor und C. Creelman. „PEST: Efficient Estimates on Probability Functions“. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 41.4 (1967), S. 782–787. DOI: 10.1121/1.1910407.
- [340] J. Tegin und J. Wikander. „Tactile Sensing in Intelligent Robotic Manipulation - a Review“. In: *Industrial Robot* 32.1 (2005), S. 64–70. DOI: 10.1108/01439910510573318.
- [341] Tekscan, Inc. *FlexiForce Load/Force Sensors and Systems*. Letzter Abruf: 17.08.12. URL: <http://www.tekscan.com/flexiforce.html>.
- [342] J. M. Thornbury und C. M. Mistretta. „Tactile Sensitivity as a Function of Age“. In: *Journal of Gerontology* 36 (1981), S. 34–39. DOI: 10.1093/geronj/36.1.34.
- [343] W. Tänzer. „Membranfedern als Bauelemente für Federführungen“. Dissertation. Technische Universität Clausthal, 1983.
- [344] D. J. Tobin. „The Anatomy and Physiology of the Skin“. In: *The Handbook of Touch*. Hrsg. von M. J. Hertenstein und S. J. Weiss. New York, NY, USA: Springer Publishing, 2011. ISBN: 978-0826121912.
- [345] D. Toffin u. a. „Perception and Reproduction of Force Direction in the Horizontal Plane“. In: *Journal of Neurophysiology* 90 (2003), S. 3040–3053. DOI: 10.1152/jn.2002.71.2003.
- [346] R.-D. Treede. „Das somatosensorische System“. In: *Physiologie des Menschen*. Hrsg. von R. F. Schmidt und F. Lang. Heidelberg: Springer, 2007, S. 296–323. DOI: 10.1007/978-3-540-32910-7\_14.

- 
- [347] B. Treutwein. „Minireview: Adaptive Psychophysical Procedures“. In: *Vision Research* 35.17 (1995), S. 2503–2522. DOI: 10.1016/0042-6989(95)00016-X.
- [348] B. Treutwein, T. Kammer und H. Strasburger. „Threshold and Slope of the Psychometric Function Estimated by Kesten’s Staircase“. unveröffentlichte Arbeitsversion.
- [349] *VDI 2206: Entwicklungsmethodik für mechatronische Systeme*. Berlin: Verband Deutscher Ingenieure (VDI), 2004.
- [350] Å. Vallbo, R. Johansson u. a. „Properties of Cutaneous Mechanoreceptors in the Human Hand Related to Touch Sensation“. In: *Human neurobiology* 3.1 (1984), S. 3–14.
- [351] R. Verrillo. „Comparison of Vibrotactile Threshold and Suprathreshold Responses in Men and Women“. In: *Perception & Psychophysics* 26.1 (1979), S. 20–24. DOI: 10.3758/BF03199857.
- [352] R. Verrillo. „Age Related Changes in the Sensitivity to Vibration“. In: *Journal of Gerontology* 35.2 (1980), S. 185–193. DOI: 10.1093/geronj/35.2.185.
- [353] R. Verrillo. „Effects of Aging on the Suprathreshold Responses to Vibration“. In: *Perception & Psychophysics* 32.1 (1982), S. 61–68. DOI: 10.3758/BF03204869.
- [354] R. Verrillo und S. Bolanowski. „The Effects of Skin Temperature on the Psychophysical Responses to Vibration on Glabrous and Hairy Skin“. In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 80 (1986), S. 528. DOI: dx.doi.org/10.1121/1.394047.
- [355] R. Verrillo u. a. „Effects of Hydration on Tactile Sensation“. In: *Somatosensory & Motor Research* 15.2 (1998), S. 93–108.
- [356] R. T. Verrillo und G. A. Gescheider. „Perception via the Sense of Touch“. In: *Tactile Aids for the Hearing Impaired*. Hrsg. von I. R. Summers. London, GB: Whurr, 1992, S. 1–36.
- [357] F. Vidal-Verdu und M. Hafez. „Graphical Tactile Displays for Visually-Impaired People“. In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 15.1 (2007), S. 119–130. DOI: 10.1109/TNSRE.2007.891375.
- [358] I. Vittorias u. a. „Perceptual Coding of Haptic Data in Time-Delayed Teleoperation“. In: *Third Joint EuroHaptics conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WorldHaptics Conference)*. Salt Lake City, UT, USA, 2009, S. 208–213. DOI: 10.1109/WHC.2009.4810811.
- [359] J. Vogt. „Psychophysiologische Beanspruchung von Fluglotsen“. Dissertation. Universität Dortmund, 1998.
- [360] C. Wagner, N. Stylopoulos und R. Howe. „The Role of Force Feedback in Surgery: Analysis of Blunt Dissection“. In: *10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. Bd. 2002. 2002. DOI: 10.1109/HAPTIC.2002.998943.
- [361] Q. Wang und V. Hayward. „Compact, Portable, Modular, High-Performance, Distributed Tactile Transducer Device Based on Lateral Skin Deformation“. In: *14th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. 2006, S. 67–72. ISBN: 1424402263. DOI: 10.1109/HAPTIC.2006.1627091.
- [362] E. H. Weber. *Tastsinn und Gemeingefühl*. Engelmann, 1905. ISBN: 9783836402491 (Reprint).
- [363] S. Weinstein. „Intensive and Extensive Aspects of Tactile Sensitivity as a Function of Body Part, Sex, and Laterality“. In: *First International Symposium on the skin senses*. 1968.

- [364] D. Weir u. a. „Design and Performance of a High Fidelity, Low Mass Linear Haptic Display“. In: *First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WorldHaptics Conference)*. Pisa, I, 2005. DOI: 10.1109/WHC.2005.30.
- [365] R. Werthschützky. *Mess- und Sensortechnik*. Skriptum zur Vorlesung. Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2007.
- [366] R. Werthschützky. *Messtechnische Analyse der menschlichen Kraftwahrnehmung zur Optimierung des Entwurfs haptischer Mensch-Maschine Schnittstellen*. DFG-gefördertes Forschungsvorhaben, Förderkennzeichen WE2308/7-1. 2008.
- [367] G. Westling und R. Johansson. „Factors influencing the Force Control during Precision Grip“. In: *Experimental Brain Research* 53.2 (1984), S. 277–284. DOI: 10.1007/BF00238156.
- [368] H. E. Wheat, L. M. Salo und A. W. Goodwin. „Human Ability to Scale and Discriminate Forces Typical of Those Occurring during Grasp and Manipulation“. In: *The Journal of Neuroscience* 24 (2004), S. 3394–3401. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.4822-03.2004.
- [369] F. Wichmann und N. Hill. „The psychometric function: I. Fitting, Sampling, and Goodness of Fit“. In: *Perception & Psychophysics* 63.8 (2001), S. 1293. DOI: 10.3758/BF03194544.
- [370] T. D. Wickens. *Elementary Signal Detection Theory*. Oxford, GB: Oxford University Press, 2002. ISBN: 978-0195092509.
- [371] G. R. Wignall u. a. „Surgical Simulation: A Urological Perspective“. In: *The Journal of Urology* 179.5 (2008), S. 1690–1699. DOI: 10.1016/j.juro.2008.01.014.
- [372] D. Wijekoon u. a. „Electrostatic Modulated Friction as Tactile Feedback: Intensity Perception“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. LNCS 7282. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012, S. 613–624. DOI: 10.1007/978-3-642-31401-8\_54.
- [373] B. Willaert u. a. „Mechatronic Design Optimization of a Teleoperation System Based on Bounded Environment Passivity“. In: *Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations*. Hrsg. von A. M. L. Kappers u. a. LNCS 6191. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Amsterdam, NL. Heidelberg: Springer, 2010, S. 161–168. DOI: 10.1007/978-3-642-14064-8\_24.
- [374] A. Wing und M. Adams. *Developing a bio-inspired fingerpad based on MEMS and NEMS force transducers to mimic the resolution, sensitivity and dynamics of spatial touch in the human finger*. Special Symposium, Eurohaptics Conference Amsterdam, NL. 2010.
- [375] X. Yang u. a. „Hand tele-rehabilitation in haptic virtual environment“. In: *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*. Sanya, C, 2007, S. 145–149. DOI: 10.1109/ROBIO.2007.4522150.
- [376] J. von Zitzewitz. „R3 – A Reconfigurable Rope Robot As A Versatile Haptic Interface For A Cave Automatic Virtual Environment“. Dissertation. ETH Zürich, 2011.
- [377] I. Zoller, P. Lotz und T. Kern. „Novel Thin Electromagnetic System for Creating Pushbutton Feedback in Automotive Applications“. In: *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Hrsg. von P. Isokoski und J. Springare. Proceedings of the Eurohaptics Conference, Tampere, FIN. Heidelberg: Springer, 2012, S. 637–645. DOI: 10.1007/978-3-642-31401-8\_56.

- 
- [378] E. Zwicker und H. Fastl. *Psychoacoustics*. Heidelberg: Springer, 1999. ISBN: 978-3-540-23159-2.

---

# A Mechanische Modellierung auf Basis der Netzwerktheorie

Die Netzwerktheorie ist die Basis der hier genutzten Entwurfsmethode zur Modellierung von elektrischen, mechanischen und fluidischen Teilsystemen. Ursprünglich aus der Elektrotechnik stammend, bildet die Netzwerktheorie physikalische Eigenschaften von Systemen auf konzentrierte Bauelemente ab und erlaubt damit die geschlossene dynamische Beschreibung des Systems. Die Verhältnisse im Netzwerk können über Flussgrößen in der Verbindung zwischen direkt benachbarten Knoten des Netzwerks und Differenzgrößen zwischen beliebigen Knoten beschreiben werden. Für jedes Bauelement kann das Verhältnis von Flussgröße durch das Element zur Differenzgröße, die über dem Element abfällt, anhand einer Differentialgleichung bzw. ihrer Fourier-Transformation beschrieben werden. Da die Topologie dieser Differentialgleichungen in den genannten Teilsystemen die gleiche ist, können Schaltdarstellung und Berechnungsmethoden aus elektrischen Teilsystemen auch auf mechanische, akustische und fluidische Teilsysteme übertragen werden. Tabelle A.1 zeigt solche Zuordnung zwischen elektrischen und mechanischen Bauelementen.

Historisch bedingt existieren zwei Analogien zwischen elektrischen und mechanischen Teilsystemen. In der ersten Analogie wird die Kraft als Differenzgröße und die Geschwindigkeit als Flussgröße definiert. In der zweiten Analogie ist Kraft eine Flussgröße und Geschwindigkeit eine Differenzgröße. In dieser Arbeit wird die zweite Analogie genutzt, da sie die physikalischen Gegebenheiten besser abbildet. Für die Flussgröße Kraft gilt damit ebenfalls die Kirchhoff'sche Knotenregel, für die Differenzgröße Geschwindigkeit die Kirchhoff'sche Umlaufregel. Aus historischen Gründen wird allerdings auch in der zweiten Analogie der Quotient aus Fluss- und Differenzgröße als die mechanische Impedanz  $z$  bezeichnet.

Die Kopplung zwischen einzelnen Teilsystemen wird mit verlustfreien, linearen Wandlungsvierpolen beschrieben. Durch die durch den Wandlervierpol beschriebene Transformation können verschiedene Teilsysteme in ein System abgebildet und vereinfacht werden und z.B. numerisch berechnet werden. Die Wandler können in zwei Klassen eingeteilt werden. *Transformatoren* koppeln je zwei Flussgrößen und je zwei Differenzgrößen miteinander. Ein Beispiel für einen transformatorischen Wandler zwischen elektrischem und mechanischem Teilsystem ist der in dieser

**Tab. A.1:** Zuordnung von elektrischen zu mechanischen Größen in der zweiten Analogie  
Darstellung basierend auf [238]

elektrisches Teilsystem		mechanisches Teilsystem	
Bezeichnung	Formelzeichen	Bezeichnung	Formelzeichen
Spannung	$\underline{i}$	Geschwindigkeit	$\underline{v}$
Strom	$\underline{u}$	Kraft	$\underline{F}$
Induktivität	$L$	Nachgiebigkeit	$n$
Kapazität	$C$	Masse	$m$
Widerstand	$R$	Reibungsmittgang	$h = \frac{1}{r}$
Impedanz	$\underline{Z} = \frac{\underline{u}}{\underline{i}}$	Admittanz (Mitgang)	$\underline{h} = \frac{1}{\underline{z}}$
Admittanz	$\underline{Y} = \frac{1}{\underline{Z}}$	Impedanz (Standwert)	$\underline{z} = \frac{\underline{F}}{\underline{v}}$

Arbeit verwendete elektrodynamische Wandler. Seine Vierpoldarstellung ist mit der Wandlungskonstante  $X = \frac{1}{B_0 \cdot l}$  in Gl. (A.1) zu

$$\begin{pmatrix} \underline{v} \\ \underline{F} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{B_0 \cdot l} & 0 \\ 0 & B_0 \cdot l \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{u} \\ \underline{i} \end{pmatrix} \quad (\text{A.1})$$

angegeben.  $B_0$  bezeichnet dabei die magnetische Flussdichte im Luftspalt des Wandlers,  $l$  die Länge des stromdurchflossenen Leiters in diesem Luftspalt. Bei der Transformation von Teilsystembeschreibungen in andere Teilsysteme über transformatorische Wandler wird die Schaltungstopologie beibehalten, die Wandlungskonstante wird bei den Werten der transformierten Bauelemente berücksichtigt.

Werden durch einen Wandlungsvierpol Flussgrößen mit Differenzgrößen verkoppelt, wird dies als *gyratorische* Verkopplung bezeichnet. Ein Beispiel für einen gyratorischen Wandler ist der elektrostatische Wandler, der insbesondere in der Mikrotechnik von Bedeutung ist. Die ideale Vierpoldarstellung ist durch Gl. (A.2) zu

$$\begin{pmatrix} \underline{v} \\ \underline{F} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & \frac{U_0 \cdot C_b}{l_0} \\ \frac{l_0}{U_0 \cdot C_b} & 0 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{u} \\ \underline{i} \end{pmatrix} \quad (\text{A.2})$$

---

gegeben. Gleichung (A.2) gilt dabei unter der Voraussetzung, dass der Wandler mechanisch (durch eine nachgiebige Lagerung) oder elektrisch (durch Aufbringen einer konstanten Ladung oder Beaufschlagen mit einer konstanten Spannung) um einen Arbeitspunkt linearisiert ist. Dieser wird durch die gyratorische Wandlungskonstante  $Y = \frac{l_0}{U_0 \cdot C_b}$  mit dem Abstand der Wandlerplatten  $l_0$ , der anliegenden Spannung  $U_0$  und der Grundkapazität des Wandlers  $C_b$  berücksichtigt. Für die korrekte Berechnung müssen die entsprechenden elektrischen (Kapazität) und mechanischen (Nachgiebigkeit) Bauelemente in den jeweiligen Teilsystemen berücksichtigt werden. Transformationen über gyratorische Wandler führen zu einer Änderung der Schaltungstopologie, aus Reihen- werden Parallelschaltungen und umgekehrt. Auch die einzelnen Bauelemente werden nicht nur mit der Wandlungskonstante skaliert. Für die Transformation von mechanischen in elektrische Bauelemente wird z.B. aus einer mechanischen Nachgiebigkeit  $m$  eine elektrische Kapazität  $C$  und aus einer mechanischen Masse  $m$  eine elektrische Induktivität  $L$ .

Die Beschreibung und Berechnung von mikrotechnischen und mechatronischen Systemen wird durch Anwendung der Netzwerktheorie vereinfacht, da oftmals analytische Beschreibungen mit günstigen Berechnungszeiten ermöglicht werden. Bei der Aufstellung entsprechender Modelle ist zu beachten, dass Netzwerkdarstellungen nur für (um einen Arbeitspunkt) linearisierte Systeme im eingeschwungenen Zustand gelten. Für weitergehende Aspekte und zur Beschreibung anderer Teilsysteme sei an dieser Stelle auf [238] verwiesen.

## B Herleitung der Autokorrelationsfunktion periodischer Signale

Die Autokorrelationsfunktion lässt sich aus der Betrachtung der Korrelation von zwei Beobachtungen  $s_1 = s(t_1)$  und  $s_2 = s(t_2)$  eines kontinuierlichen Signals  $s(t)$  ableiten.  $s_1$  und  $s_2$  können mathematisch als Zufallsvariablen mit dem Erwartungswert  $E[s_1] = E[s(t_1)]$  bzw.  $E[s_2] = E[s(t_2)]$  und der Standardabweichung  $\sigma_1$  bzw.  $\sigma_2$  angesehen werden. Mit diesen Größen definiert sich der Korrelationskoeffizient  $R_{ss}(\tau)$  nach Gl. (B.1) [258, Kap. 6].

$$R_{ss} = \frac{E[s(t_1) \cdot s(t_2)] - E[s(t_1)] \cdot E[s(t_2)]}{\sigma_1 \cdot \sigma_2}; \quad \tau := t_2 - t_1 \quad (\text{B.1})$$

Für den Erwartungswert  $E[s(t_1) \cdot s(t_2)]$  in Gl. (B.1) gilt Gl. (B.2) unter der Bedingung, dass  $s(t)$  ein stationärer und ergodischer Prozess ist. Ein Prozess wird nach [239, Kap. 13] als *stationär* bezeichnet, wenn seine statistischen Eigenschaften wie Mittelwert und Abweichung zeitinvariant sind, also nicht vom Beobachtungszeitpunkt abhängen. Als *ergodisch* wird ein Prozess bezeichnet, wenn Zeit- und Scharmittelwerte übereinstimmen. Dies heißt, dass statistische Aussagen eines Zufallsprozesses aus der Messung an einer einzigen Musterfunktion bestimmt werden können [239, Kap. 13].

$$E[s(t_1) \cdot s(t_2)] = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \cdot \int_{-T}^T s(t_1) \cdot s(t_2) dt \quad (\text{B.2})$$

Der nach Gl. (B.2) bestimmte Erwartungswert  $E[s(t_1) \cdot s(t_2)]$  ist aufgrund der Stationariät unabhängig von  $t_1$ , aber abhängig von der Zeitdifferenz  $\tau := t_2 - t_1$ . Wird



dies in Gl. (B.2) berücksichtigt, ergibt sich die sogenannte *Autokorrelationsfunktion* (AKF)  $R_{ss}$  nach Gleichung Gl. (B.3).

$$R_{ss} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \cdot \int_{-T}^T s(t) \cdot s(t - \tau) dt \quad (\text{B.3})$$

Die Autokorrelationsfunktion ist eine um den Nullpunkt  $\tau = 0$  symmetrische Funktion,  $R_{ss}(\tau) = R_{ss}(-\tau)$ . Aus (B.3) ergibt sich für  $\tau = 0$  die mittlere Signalleistung von  $s(t)$ . Ist  $s$  ein diskretes Signal, ergibt sich die Autokorrelationsfunktion aus Gl. (B.4).

$$R_{ss}[m] = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N} \cdot \sum_{n=-N}^N x[n] \cdot x[n + m] \quad (\text{B.4})$$

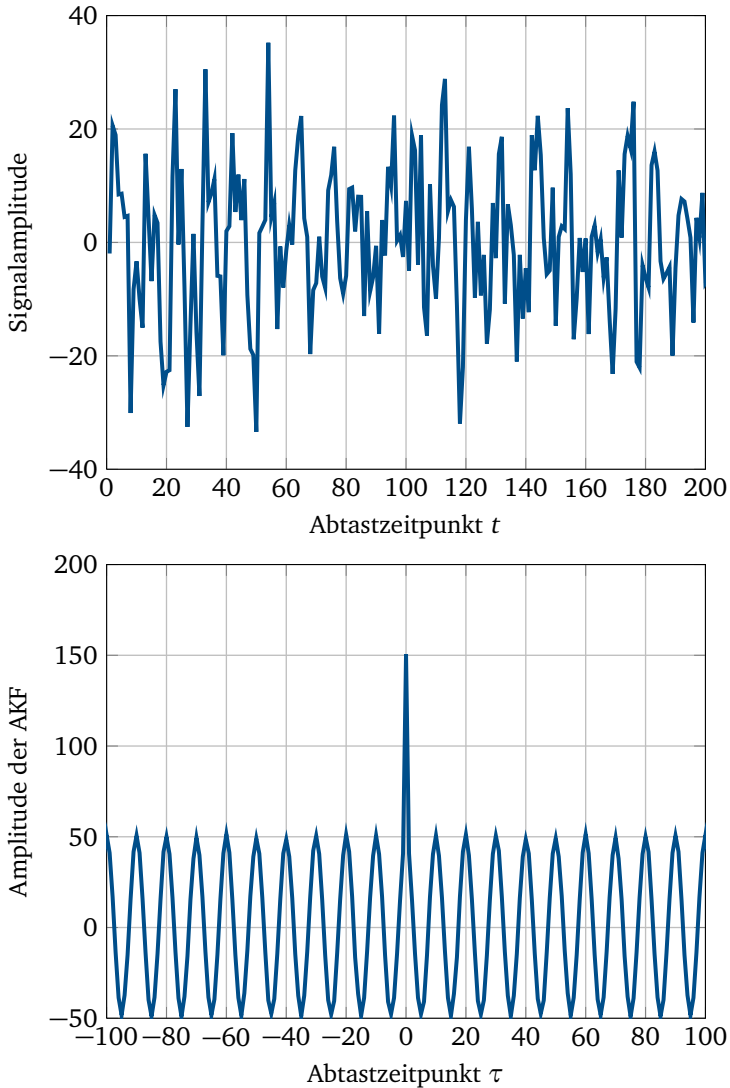
Für die Autokorrelationsfunktion  $R_{yy}$  eines periodischen Signals  $s(t)$  mit überlagerter, zufälliger Störung  $n(t)$  gilt bei Definition von  $y(t) := s(t) + n(t)$  nach [258, Kap. 6] und mit Gl. (B.3):

$$\begin{aligned}
R_{yy}(\tau) &= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \cdot \int_{-T}^T y(t) \cdot y(t + \tau) dt \\
&= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \cdot \int_{-T}^T [s(t) + n(t)] \cdot [s(t + \tau) + n(t + \tau)] dt \\
&= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \cdot \int_{-T}^T [s(t) \cdot s(t + \tau) + s(t) \cdot n(t + \tau) + n(t) \cdot s(t + \tau) \\
&\quad + n(t) \cdot n(t + \tau)] dt \\
&= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \cdot \int_{-T}^T [s(t) \cdot s(t + \tau)] dt + \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \cdot \int_{-T}^T [s(t) \cdot n(t + \tau)] dt + \\
&\quad \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \cdot \int_{-T}^T [n(t) \cdot s(t + \tau)] dt + \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \cdot \int_{-T}^T [n(t) \cdot n(t + \tau)] dt \\
&= R_{ss}(\tau) + R_{sn}(\tau) + R_{ns}(\tau) + R_{nn}(\tau) \tag{B.5}
\end{aligned}$$

Gleichung (B.5) ist damit die Summe der Autokorrelationen von  $s(t)$  und  $n(t)$  sowie die beiden dazugehörigen Kreuzkorrelationsfunktionen. Unter der Annahme, dass Signal und Störung unabhängig voneinander sind, ergeben sich die Kreuzkorrelationsfunktionen zu  $R_{sn}(\tau) = 0$  und  $R_{ns}(\tau) = 0$  und können daher vernachlässigt werden. Unter der Annahme, dass die Störung  $n(t)$  mittelwertfrei ist, verschwindet auch die Autokorrelationsfunktion der Störung  $R_{nn}(\tau)$  für große  $\tau$ . Damit gilt Gl. (B.6) für eine periodische Funktion  $s(t) = \hat{s} \cdot \cos(\omega t + \varphi)$ , aus der unter Verlust der Phaseninformation unter Anwendung von Gl. (B.3) die Amplitude der Ursprungsfunktion  $s(t)$  nach Gl. (B.7) berechnet werden kann.

$$R_{yy}(\tau) = R_{ss}(\tau) = \frac{\hat{s}^2}{2} \cdot \cos(\omega \tau) \tag{B.6}$$

$$\Rightarrow \hat{y} = \frac{\hat{s}^2}{2} \Rightarrow \hat{s} = \sqrt{2 \cdot \hat{y}} \tag{B.7}$$



**Abb. B.1:** Vergleich von Originalfunktion (Sinus mit überlagertem weißen Rauschen) und der dazugehörigen Autokorrelationsfunktion. Für  $t = 0$  ist deutlich der typische Peak einer Autokorrelationsfunktion zu erkennen. Dargestellt sind jeweils 200 Samples.

---

## C Verwendete Messaufbauten

In diesem Abschnitt werden die Kenndaten der verwendeten Messaufbauten kurz zusammengefasst.

---

### C.1 Messplatz zur Untersuchung der haptischen Kraftwahrnehmung

---

Der kurz auch als Haptikmessplatz bezeichnete Messplatz besteht aus der in Tabelle C.1 dargestellten Aktorik und den in Tabelle C.2 dargestellten Sensorsystemen. Die Steuerung erfolgt über einen handelsüblichen PC (*Dell Optiplex 755 mit Intel Core 2 Duo E6550 (2,33 GHz Taktfrequenz), 4 GB RAM*) mit dem Betriebssystem Windows XP SP3. Als Applikationssteuerung wird LABVIEW in der Version 8.6.1 eingesetzt.

Gemäß den Vorgaben im Antrag zu [366] ist der gesamte Signalpfad analog ausgeführt. Als Schnittstelle zwischen PC und der externen Elektronik (insbesondere Signalaufbereitung der Sensoren, Filterung, PID-Regler) dient eine Multifunktionsmesskarte von National Instruments (*Typ 7833R*). Die Erzeugung der Ansteuersignale erfolgt in dem auf der Messkarte integrierten FPGA. Die Dokumentation der verwendeten Analogelektronik ist in [138, 328] zu finden. Ein Blockschaltbild des Aufbaus zeigt Abb. C.1

#### Kontrolle der Umgebungsparameter

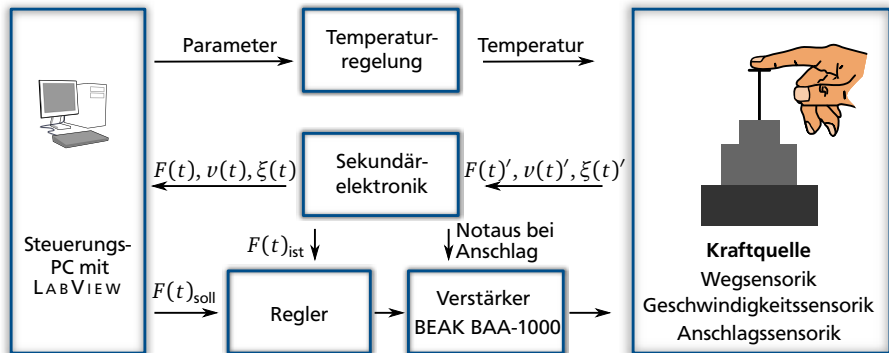
Zur Kontrolle der Umgebungsparameter wird ein Peltierelement mit einem Peltier-Controller (*Typ TEC, IBRT, Wernetshausen, Schweiz*) verwendet. Die Wärmeleistung wird in einen Aluminium-Kühler abgegeben, durch den die Luft der Versuchsumgebung umgewälzt wird. Der passiven Seite des Peltier-Elements wird über einen Wärmetauscher und einen sekundären Wasserkreislauf Wärmeenergie zu- oder abgeführt. Da die Versuchsumgebung hauptsächlich erwärmt wird, wird dem Wasserkreislauf handelsübliches Frostschutzmittel (*Typ Aral Extra Kühlerfrostschutz, Aral AG, Bochum*) zugefügt. Die verwendete Aquarienpumpe (*Typ Eheim 1250, Eheim GmbH & Co. KG, Deizisau*) zur Umwälzung wird davon nicht angegriffen. Die Energie im sekundären Wasserkreislauf wird zur Gewährleistung der Funktion auch

**Tab. C.1:** Kenndaten der verwendeten Aktorik im Haptikmessplatz

Eigenschaft	Wert
Aktorprinzip	elektrodynamisch
verwendeter Aktor	Magnetsystem aus einem Visaton TIW-300
Anschlussleistung	300 W / 600 W peak
Bandbreite	quasistatisch bis 1000 Hz
Nennkraft (geregelt, bei allen Frequenzen)	10 N
Mögliche Auslenkung (bei allen Frequenzen bei Bereitstellung der Nennkraft)	200 $\mu$ m
bewegte Masse	< 100g
maximale Auslenkung Aktor (linearer Bereich)	$\pm$ 7,5 mm
maximale Auslenkung System	$\pm$ 1,5 mm (beschränkt durch v-Sensorik)
Leistungsverstärker	BEAK BAA-1000

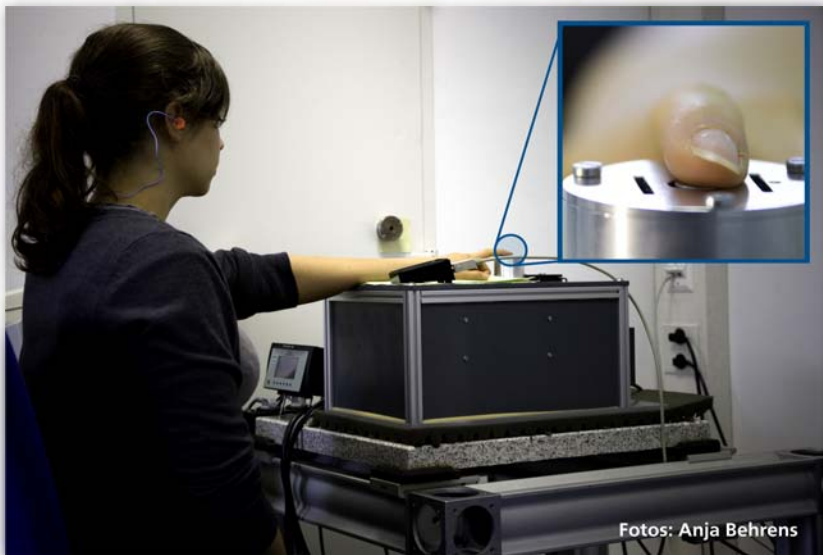
bei großen Versuchsdauern über einen Wärmetauscher mit der Umgebungsluft im Versuchslabor ausgetauscht.

Die Versuchspersonen werden durch den Einsatz passiver Ohrstöpsel (*Typ Howard Leight Max, Sperian Protection, Lübeck*) akustisch vom Aufbau abgeschirmt. Zusätzlich tragen die Probanden während des Versuchs Kopfhörer (*Typ T.bone HD990D, Thomann, Burgebrach*), über die während der Trials weißes Rauschen zur Maskierung von Geräuschen des Versuchsaufbaus eingespielt werden. Abbildung C.2 zeigt beispielhaft die Durchführung eines Probandentests.



**Abb. C.1:** Blockschaltbild des Haptikmessplatzes

*Die genaue Anordnung von Kraftquelle und der verwendeten Sensoren ist in Abb. 4.2 zu finden.*



**Abb. C.2:** Beispiel für einen Probandentest

*Foto wurde für die Produktion infoEXchange der Darmstädter Wissenschaftsfotografin Anja Behrens im Jahr 2009 inszeniert.*

**Tab. C.2:** Kenndaten der verwendeten Sensorsysteme im Haptikmessplatz

Eigenschaft	Wert
<b>Kraftsensorik</b>	
verwendeter Sensor	ATI nano17
Messprinzip	piezoresistiv
Messgrößen	$F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z$
genutzte Größe	$F_z$
Nennbereich $F_z$	12 N
Auflösung $F_{z,res}$	1/1280 N
Fehler (Sensor inkl. Auswertungselektronik)	0,6 %
<b>Geschwindigkeitssensorik</b>	
verwendeter Sensor	Eigenbau
Messprinzip	elektrodynamisch
Messgröße	$v_z$
Nennbereich $v_z$ inkl. Elektronik	$\pm 813 \text{ mm s}^{-1}$
Auflösung $v_{z,res}$	$< 81,3 \mu\text{m s}^{-1}$
Fehler (Sensor inkl. Auswertungselektronik)	$< 1\%$
<b>Wegsensorik</b>	
verwendeter Sensor	Keyence, LK-G32
Messprinzip	Lasertriangulation, mechanische Messrichtungs-drehung
Messgröße	$\xi_z$
verwendeter Nennbereich $\xi_z$ inkl. Elektronik	$\pm 100 \mu\text{m}$
Auflösung $\xi_{z,res}$	$\approx 50 \text{ nm}$
Fehler (Sensor inkl. Auswertungselektronik)	$< 0,1\%$

---

## C.2 Messplatz zur Bestimmung der mechanischen Impedanz

---

Der im Rahmen dieser Arbeit verwendete Impedanzmessplatz basiert auf den Arbeiten von BLECHSCHMIDT, JUNGSMANN, KERN und MATYSEK, die im Rahmen verschiedener Forschungsprojekte am Institut für Elektromechanische Konstruktionen durchgeführt wurden. Zur Messung mechanischer Impedanzen wird eine Schwingung mit definierter Frequenz und Kraftamplitude vorgegeben und die Geschwindigkeitsreaktion des Messobjekts gemessen. Aus beiden Größen kann dann die mechanische Impedanz bestimmt werden. Der Messplatz besteht dabei aus den folgenden Elementen.

**Signalanalysator Agilent 35670A** Der Signalanalysator besitzt eine eingebaute Signalquelle und in der am Institut EMK vorhandenen Version zwei Eingangskanäle. Die Signalquelle kann verschiedene Signalformen und -arten darstellen, im Rahmen dieser Arbeit werden nur sinusförmige Signale genutzt. Die Amplitude der Signalquelle kann abhängig von der Amplitude der Eingangsgrößen durch den Signalgenerator eingestellt werden. Dadurch wird eine konstante Messkraft in den hier beschriebenen Versuchen sicher gestellt.

Der Signalgenerator dient hier auch als erste Verarbeitungsstufe, die die gemessenen Impedanzen als Amplituden- und Phasenfrequenzgang automatisch berechnet. Die Anbindung an den signalverarbeitenden Rechner (gleiches System wie zur Steuerung des Haptikmessplatzes verwendet) erfolgt über eine GPIB-Schnittstelle.

**Impedanzmesskopf Bruel & Kjaer 8001 mit Messverstärker Bruel & Kjaer nexus 2692** Der Impedanzmesskopf besteht aus zwei in einem einzelnen Gehäuse integrierten piezoelektrischen Sensoren. Ein Sensor misst die in den Messkopf eingeleitete Kraft, der zweite Sensor die Beschleunigung des Messkopfs. Durch die Verwendung des piezoelektrischen Prinzips sind keine statischen Messungen möglich, die Genauigkeit des Sensors liegt über den gesamten Arbeitsfrequenzbereich bei ca. 5 %.

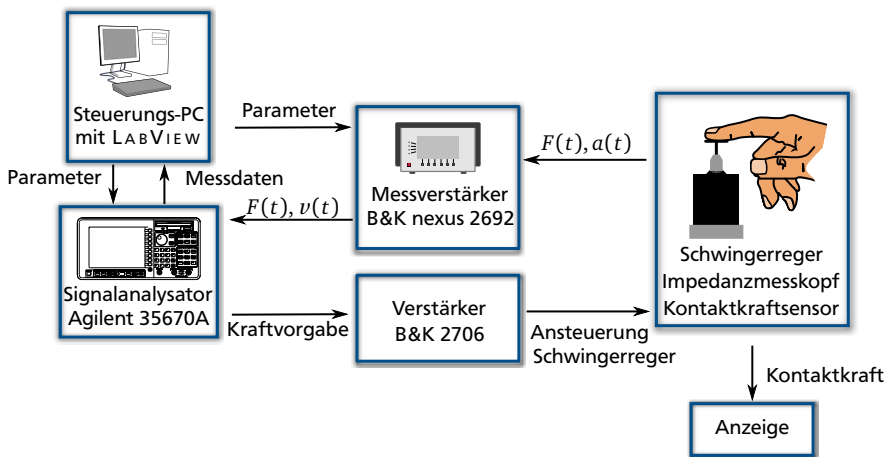
Mit Hilfe des angepassten Messverstärkers wird die durch die Sensoren erzeugte Ladung in eine Spannung gewandelt, durch eine Integration kann aus der Beschleunigung die Geschwindigkeit berechnet werden. Aus beiden Signalen, Kraft und Geschwindigkeit, wird dann im Signalanalysator die Impedanz berechnet. Der Messverstärker kann über eine serielle Schnittstelle automatisch konfiguriert werden. Zur Eliminierung des Einflusses von mechanischen



Adaptern und Griffstücken können Kalibrationsmessungen durchgeführt werden. Unter der Voraussetzung eines im Vergleich zum Aufbau nachgiebigen Messobjekts werden diese anschließend rechnerisch kompensiert.

**Schwingerreger Bruel & Kjaer 4810 mit Leistungsverstärker Bruel & Kjaer 2706** Der verwendete Schwingerreger basiert auf dem elektrodynamischen Prinzip. Durch die Regelung des Ausgangssignals des Signalanalysators auf einen Eingang wird der Schwingerreger auch hier als Kraftquelle betrieben. Der dazugehörige Leistungsverstärker ist auf die Eigenschaften des Schwingerregers abgestimmt.

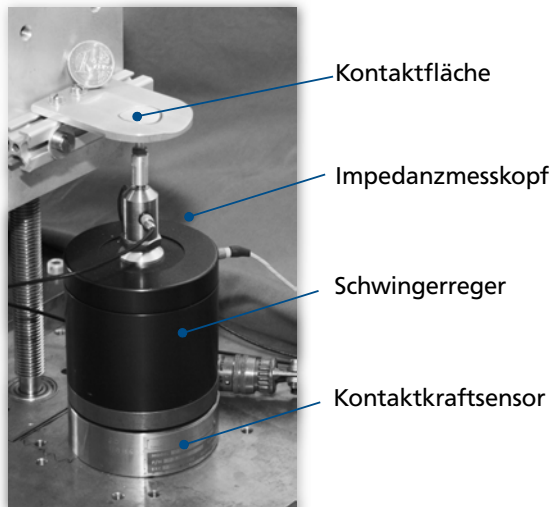
**Kontaktkraftsensor Burster 85075** Unter den Schwingerreger wird ein resistiver Kraftsensor montiert, über den die Kontaktkraft zwischen Nutzer und Impedanzmessplatz gemessen werden kann. Durch Filterung des Ausgangssignals (z.B. eine Mittelwertbildung im anzeigenden Oszilloskop) kann die Kontaktkraft vom dynamischen Messsignal unabhängig angezeigt werden.



**Abb. C.3:** Blockschaltbild des Impedanzmessplatzes  
*Die Anordnung der Sensoren zeigt Abb. C.4.*

Im Rahmen dieser Arbeit wird eine modulare LABVIEW-Ansteuerung des Systems weiterentwickelt und eine Benutzeroberfläche für einzelne Messungen gestaltet. Über ein Stativ mit motorisierter Achse können Stütz- und Kompensationsaufbauten automatisch und reproduzierbar zum Impedanzmessplatz verschoben werden

[74]. Abbildung C.3 zeigt ein Blockschaltbild des Impedanzmessplatz und Abb. C.4 die Konfiguration von Schwingerreger und Sensorik für die Messungen aus Abschnitt 6.3.



**Abb. C.4:** Sensoren und Schwingerreger des Impedanzmessplatzes

*Auf der linken Bildseite ist die Spindel der verstellbaren Linearachse zu sehen, Signalanalysator, Messverstärker und Leistungsverstärker sind nicht abgebildet.*

# D Weitere Versuchsergebnisse

## D.1 Analyse der Einflüsse auf die differentielle Wahrnehmungsschwelle (JND)

### D.1.1 JND für Referenzreize nahe der Wahrnehmungsschwelle

Die Ergebnisse der Varianzanalysen zur Ermittlung des Einflusses verschiedener Parameter auf die differentielle Wahrnehmungsschwelle nahe der absoluten Wahrnehmungsschwelle finden sich in den folgenden Tabellen: Alter (Tabelle D.1), Geschlecht (Tabelle D.2), die Größe der Fingerspitzen (Tabelle D.3) und die feinmotorischen Fähigkeiten (Tabelle D.4). Tabelle D.5 zeigt die Ergebnisse einer mehrfaktoriellen Varianzanalyse mit allen Einflussfaktoren, die im Einzeltest Signifikanz aufweisen.

**Tab. D.1:** JND nahe der Wahrnehmungsschwelle: 2-ANOVA Alter und Frequenz

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	80	1,518	< 0,05	0,408
konstanter Term	1	394,932	< 0,01	0,692
Frequenz	8	4,826	< 0,01	0,180
Alter	8	4,226	< 0,01	0,161
Wechselwirkung der Faktoren	64	0,403	1,000	0,128
Fehler	176			

**Tab. D.2:** JND nahe der Wahrnehmungsschwelle: 2-ANOVA Geschlecht und Frequenz

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	17	4,485	< 0,01	0,242
konstanter Term	1	637,725	< 0,01	0,727
Frequenz	8	6,914	< 0,01	0,188
Geschlecht	1	9,974	< 0,01	0,040
Wechselwirkung der Faktoren	8	0,138	0,997	0,005
Fehler	239			

**Tab. D.3:** JND nahe der Wahrnehmungsschwelle: 2-ANOVA Größe der Fingerspitze und Frequenz

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	35	3,233	< 0,01	0,339
Konstanter Term	1	475,787	< 0,01	0,683
Frequenz	8	4,308	< 0,01	0,135
Größe der Fingerspitze	3	5,906	< 0,01	0,074
Wechselwirkung der Faktoren	24	1,111	0,333	0,108
Fehler	221			

**Tab. D.4:** JND nahe der Wahrnehmungsschwelle: 2-ANOVA Feinmotorische Tätigkeit und Frequenz

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	26	3,124	< 0,01	0,261
Konstanter Term	1	624,318	< 0,01	0,731
Frequenz	8	5,925	< 0,01	0,171
Feinmotorische Tätigkeit	2	2,974	0,053	0,025
Wechselwirkung der Faktoren	16	0,705	0,788	0,047
Fehler				

**Tab. D.5:** JND nahe der Wahrnehmungsschwelle: vierfaktorielle ANOVA aller signifikanten Einflüsse  
*Nicht angegebene Wechselwirkungen zeigen keine Signifikanz.*

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	121	2,444	< 0,01	0,678
Konstanter Term	1	420,302	< 0,01	0,757
Frequenz	8	4,029	< 0,01	0,139
Alter	8	5,437	< 0,01	0,244
Geschlecht	1	3,245	0,074	0,023
Größe der Fingerspitze	3	5,004	< 0,01	0,100
Wechselwirkung Frequenz und Fingerspitze	24	1,656	< 0,05	0,227
Wechselwirkung Fingerspitze und Alter	1	6,065	< 0,05	0,043
Fehler	135			

## D.1.2 JND für Referenzreize von 0,25 N

Die Ergebnisse der Varianzanalysen zur Ermittlung des Einflusses verschiedener Einflussparameter auf die differentielle Wahrnehmungsschwelle für Referenzreizamplituden von 0,25 N finden sich in den folgenden Tabellen: Alter (Tabelle D.6), Geschlecht (Tabelle D.7), die Größe der Fingerspitzen (Tabelle D.8) und die feinmotorischen Fähigkeiten (Tabelle D.9). Tabelle D.10 zeigt die Ergebnisse einer mehrfaktoriellen Varianzanalyse mit allen Einflussfaktoren, die im Einzeltest Signifikanz aufweisen.

**Tab. D.6:** JND resp. 0,25 N: 2-ANOVA Alter und Frequenz

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	59	4,070	< 0,01	0,606
Konstanter Term	1	367,758	< 0,01	0,702
Frequenz	5	22,028	< 0,01	0,414
Alter	9	2,012	<0,05	0,104
Wechselwirkung der Faktoren	45	1,462	<0,05	0,297
Fehler	156			

**Tab. D.7:** JND resp. 0,25 N: 2-ANOVA Geschlecht und Frequenz

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	11	12,145	< 0,01	0,396
Konstanter Term	1	422,157	< 0,01	0,674
Frequenz	5	25,654	< 0,01	0,386
Geschlecht	1	0,835	0,774	0,000
Wechselwirkung der Faktoren	5	0,075	0,996	0,002
Fehler	204			

**Tab. D.8:** JND resp. 0,25 N: 2-ANOVA Größe der Fingerspitze und Frequenz

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	23	8,267	< 0,01	0,489
Konstanter Term	1	315,246	< 0,01	0,621
Frequenz	5	16,449	< 0,01	0,300
Größe der Fingerspitze	3	10,337	< 0,01	0,139
Wechselwirkung der Faktoren	15	0,562	0,901	0,042
Fehler	192			

**Tab. D.9:** JND resp. 0,25 N: 2-ANOVA Feinmotorische Tätigkeit und Frequenz

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	17	8,242	< 0,01	0,414
Konstanter Term	1	415,724	< 0,01	0,677
Frequenz	5	24,280	< 0,01	0,380
Feinmotorische Tätigkeit	2	1,118	0,329	0,011
Wechselwirkung der Faktoren	10	0,453	0,918	0,022
Fehler	198			

**Tab. D.10:** JND resp. 0,25 N: dreifaktorielle ANOVA aller signifikanten Einflüsse  
*Nicht angegebene Wechselwirkungen zeigen keine Signifikanz.*

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	125	3,038	< 0,01	0,808
Konstanter Term	1	390,032	< 0,01	0,813
Frequenz	5	19,098	< 0,01	0,515
Größe der Fingerspitze	3	8,847	< 0,01	0,228
Alter	9	1,377	0,210	0,121
<i>Wechselwirkung der Faktoren Frequenz und Alter</i>	45	1,880	< 0,01	0,484
<i>Fehler</i>	90			



### D.1.3 JND für Referenzreize von 0,5 N

Die Ergebnisse der Varianzanalysen zur Ermittlung des Einflusses verschiedener Einflussparameter auf die differentielle Wahrnehmungsschwelle für Referenzreizamplituden von 0,5 N finden sich in den folgenden Tabellen: Alter (Tabelle D.11), Geschlecht (Tabelle D.12), die Größe der Fingerspitzen (Tabelle D.13) und die feinmotorischen Fähigkeiten (Tabelle D.14). Tabelle D.15 zeigt die Ergebnisse einer mehrfaktoriellen Varianzanalyse mit allen Einflussfaktoren, die im Einzeltest Signifikanz aufweisen.

**Tab. D.11:** JND resp. 0,5 N: 2-ANOVA Alter und Frequenz

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	59	4,240	< 0,01	0,616
Konstanter Term	1	334,815	< 0,01	0,682
Frequenz	5	21,885	< 0,01	0,412
Alter	9	1,715	0,090	0,090
Wechselwirkung der Faktoren	45	1,203	0,204	0,258
Fehler	156			

**Tab. D.12:** JND resp. 0,5 N: 2-ANOVA Geschlecht und Frequenz

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	11	15,414	< 0,01	0,454
Konstanter Term	1	413,352	< 0,01	0,670
Frequenz	5	33,193	< 0,01	0,449
Geschlecht	1	0,122	0,728	0,001
Wechselwirkung der Faktoren	5	0,668	0,648	0,016
Fehler	204			

**Tab. D.13:** JND resp. 0,5 N: 2-ANOVA Größe der Fingerspitze und Frequenz

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	23	9,550	< 0,01	0,534
Konstanter Term	1	319,831	< 0,01	0,625
Frequenz	5	22,592	< 0,01	0,370
Größe der Fingerspitze	3	6,652	< 0,01	0,094
Wechselwirkung der Faktoren	15	1,111	0,349	0,080
Fehler	192			

**Tab. D.14:** JND resp. 0,5 N: 2-ANOVA Feinmotorische Tätigkeit und Frequenz

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	17	12,034	< 0,01	0,508
Konstanter Term	1	457,465	< 0,01	0,698
Frequenz	5	35,863	< 0,01	0,475
Feinmotorische Tätigkeit	2	5,903	< 0,01	0,056
Wechselwirkung der Faktoren	10	1,377	0,193	0,650
Fehler	198			

**Tab. D.15:** JND resp. 0,5 N: dreifaktorielle ANOVA aller signifikanten Einflüsse  
*Nicht angegebene Wechselwirkungen zeigen keine Signifikanz.*

Quelle	Freiheitsgrad	F-Statistik	Signifikanz p	$\eta^2$
Modell	65	3,941	< 0,01	0,631
Konstanter Term	1	281,097	< 0,01	0,652
Frequenz	5	18,090	< 0,01	0,376
Feinmotorische Tätigkeit	2	3,495	< 0,05	0,045
Größe der Fingerspitze	3	3,967	< 0,01	0,074
<i>Fehler</i>	150			

---

## D.2 Basisfunktion der psychometrischen Funktion für die Kraftwahrnehmung

---

Aus bestehender Literatur können wenig Hinweise entnommen werden, welche Basisfunktion (siehe Abschnitt 2.4.1) für die psychometrische Funktion haptischer Wahrnehmungsfähigkeiten gut geeignet ist. Basierend auf dem Vorgehen von LINSCHOTEN [244] wird in diesem Abschnitt daher die Eignung der verschiedenen Basisfunktionen zur Beschreibung der haptischen Wahrnehmung geprüft.

Grundidee des Vorgehens ist dabei, dass sich aus den Antworten des Probanden auf die durch die Staircase-Methode definierten Reizintensitäten der obigen Versuche zur Kraftwahrnehmung auch eine psychometrische Funktion bestimmen lässt, bzw. die psychometrische Funktion bestimmen lässt, die die auftretenden Antworten des Probanden am besten erklärt. Untersucht werden psychometrische Funktionen auf Basis der Gauß'schen Normalverteilung, der Weibull-Verteilung und der logistischen Verteilung. Zum Test werden alle 243 Runs des Versuchs zur absoluten Wahrnehmungsschwelle (Abschnitt 6.1.1) berücksichtigt, die keine Fehler in der Datenerfassung aufweisen.

---

### D.2.1 Ermittlung von Kriterien

---

Zur Ermittlung sinnvoller Kriterien für die Beurteilung der Basisfunktion werden für jeden Run und jede psychometrische Funktion die folgenden Schritte durchgeführt:

1. Generierung einer Startpopulation von  $c_{\theta,i}, c_{\sigma,i}$  mit  $i = 1 \dots 30$ .  $c_{\theta}$  als Parameter des Schwellwerts wird dabei durch die minimal und maximal dargestellte Kraftamplitude des Runs begrenzt,  $c_{\sigma}$  als Parameter der Steigung der psychometrischen Funktion wird in der Startpopulation als maximal  $\frac{c_{\theta}}{10}$  festgesetzt. Ratewahrscheinlichkeit (0,33 wg. 3IFC-Paradigma) und Versäumnisrate (0,01) sind für alle Berechnungen konstant.
2. Berechnung des Kennwerts  $\leftrightarrow$  Maximum Log Likelihood (MLL) und der Größe des Konfidenzintervalls der Parameter  $c_{\theta,i}$  und  $c_{\sigma,i}$  für jeden Run und jede psychometrische Funktion. Die MLL eines Runs berechnet sich dabei nach HARVEY nach Gl. (D.1) [134]. Je größer der Wert  $MLL$  ist, desto besser

können die Daten des Runs durch die Parameterkombination für  $P_\Psi$  erklärt werden.

$$MLL = \sum_{j=1}^J \log_e(P_\Psi(\Phi_j)) + \sum_{k=1}^K \log_e(1 - P_\Psi(\Phi_k)) \quad (D.1)$$

Dabei sind in jedem  $L = J + K$  Trials umfassenden Run  $J$  korrekte und  $K$  falsche Antworten des Probanden auf die Reize  $\Phi_l$  enthalten. Durch den in Gl. (D.2) angegebenen Zusammenhang zwischen der  $\chi^2$ -Statistik und dem  $MLL$ , kann nach [134] das Konfidenzintervall des Parameters  $c_\theta$  der psychometrischen Funktion berechnet werden:

$$\chi^2 = -2 \cdot MLL \quad (D.2)$$

3. Verkleinerung der getesteten Populationen für  $c_\theta$  und  $c_\sigma$  auf 2/3 der vorherigen Intervalllänge, aber maximal auf die Größe des aktuellen Konfidenzintervalls der psychometrischen Funktion mit dem aktuell größten  $MLL$ -Wert.

Die Schritte 2 und 3 werden insgesamt 25 Mal wiederholt

4. Auswahl der drei Parametersätze (einen pro getestete Basisfunktion) mit dem höchsten  $MLL$ -Wert als beste Schätzung einer psychometrischen Funktion für den getesteten Run. Anschließend werden aus jedem Parametersatz 1000 Bootstrap-Runs auf Basis der Stimulusintensitäten des Probandenversuchs generiert. Von diesen generierten Runs werden wiederum  $MLL$ -Werte nach Gl. (D.1) berechnet. Diese werden mit dem  $MLL$ -Wert des tatsächlichen Versuchs verglichen und der Anteil der Bootstrap-Runs berechnet, deren  $MLL$ -Werte kleiner als der  $MLL$ -Wert des tatsächlichen Versuchs ist. Ist dieser Anteil hoch, spricht dies für das Modell, da nur wenige, zufällige Datensätze, die ebenfalls mit dem Modell beschrieben werden können, besser an das Modell angepasst sind als der durchgeführte Versuch.

Aus diesem Verfahren können drei Kriterien für die Beurteilung der möglichen Basisfunktion abgeleitet werden: Der  $MLL$ -Wert, die Breite des Konfidenzintervalls der ermittelten Parameter der psychometrischen Funktion und der Anteil der Bootstrap-Runs, die schlechter an das Modell angepasst sind als der ursprüngliche Versuch. Zur Beurteilung wäre ein Kriterium wünschenswert, das weder vom Probanden noch von den unterschiedlichen Testfrequenzen abhängig ist, sondern nur von der jeweilig genutzten Basisfunktion.

Die drei Kriterien werden in einer Varianzanalyse gegen die Einflussfaktoren Proband und Frequenz untersucht (Matlab-Funktion `anovan`, Parameter `'model'`, `'full'` (Analyse aller Interaktionsterme) und `'sstype', 2` (Festlegung der Bestimmungsvorschrift der Zeilensummen)).

Die Analyse zeigt, dass nur bei dem aus dem Bootstrap-Test extrahierten Kriterium ein hoch signifikanter Einfluss der Basisfunktion auf das Ergebnis existiert, aber keine anderen Einflüsse der anderen Faktoren und der Wechselwirkungen. Beim Konfidenzintervall zeigt sich ein hoch signifikanter Einfluss des Probanden, der Frequenz, der Basisfunktion und aller Wechselwirkungen, für den MLL-Wert ein hoch signifikanter Einfluss des Probanden, der untersuchten Frequenz und der Basisfunktion, außerdem für die Wechselwirkung aus Proband und Frequenz. Daher ist nur der Bootstrap-Test aussagekräftig für eine Analyse der Basisfunktion.

---

### D.2.2 Bewertung möglicher Basisfunktionen

---

Zur Evaluierung der Basisfunktionen stehen für jede Funktion 243 MLL-Verhältnisse zur Verfügung, die aus dem Vergleich jeder der 243 Runs mit den daraus erzeugten Bootstrap-Runs entstanden sind. Aufgrund der Konstruktion dieses Kennwerts ist der mögliche Wertebereich das geschlossene Intervall zwischen 0 und 1, die Werte sind darin weder normal- noch gleichverteilt. Daher ist eine Beurteilung der verschiedenen Basisfunktionen über einen arithmetischen Mittelwert nicht möglich bzw. mindestens ungünstig. Gleiches gilt für einen Median (0,5-Perzentil).

Ausgehend von den Arbeiten von KING-SMITH ET AL. [211] wird daher der Schwerpunkt  $P_S$  einer allgemeinen Verteilung  $f(x)$  nach Gl. (D.3) berechnet. Für den hier vorliegenden Fall einer diskreten Verteilung mit nur  $K$  Datenpunkten und einer festen Auflösung von  $\Delta x = \frac{1}{1000}$  kann diese Gleichung weiter zu Gl. (D.4) vereinfacht werden.

$$P_S = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} x \cdot f(x) dx}{\int_{-\infty}^{\infty} f(x) dx} \quad (D.3)$$

$$\begin{aligned} \Rightarrow P_S &= \frac{\sum_{i=1}^n x_i \cdot f(x_i) \cdot \Delta x}{\sum_{i=1}^n f(x_i) \cdot \Delta x} \\ &= \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K |x_k| \end{aligned} \quad (D.4)$$

Zur besseren Interpretation der Werte (positive Korrelation mit erwünschtem Ergebnis) kann Gl. (D.4) zu Gl. (D.5) erweitert werden. Die Kennzahl  $P'_S$  gibt damit den Anteil der Bootstrap-Runs an, die schlechter als die Versuchsdaten vom Modell beschrieben wurden.

$$P'_S = 1 - \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K |1 - x_k| \tag{D.5}$$

Tabelle D.16 zeigt die Ergebnisse des so analysierten Bootstrap-Tests. Die logistische Funktion zeigt dabei für alle Kennzahlen die besten Werte. Anschaulich gesagt sind mindestens 50 % der berechneten Bootstrap-Verteilungen schlechter durch das Modell repräsentiert als die Versuchsdaten, die zur Bestimmung des Modells genutzt wurden. Die logistische Funktion ist also besser geeignet, die haptische Wahrnehmung zu beschreiben, als psychometrische Funktionen auf Basis von Gauss- oder Weibullverteilung.

**Tab. D.16:** Vergleich verschiedener Basisfunktionen auf Basis des Bootstraptests. Neben dem Schwerpunkt sind auch Mittelwert inkl. Standardabweichung und Median angegeben.

Basisfunktion	Mittelwert	Median	Schwerpunkt $P'_S$
Gauss'sche Normalverteilung	0,36 ± 0,24	0,446	0,3569
Weibull Verteilung	0,44 ± 0,18	0,476	0,4372
logistische Funktion	0,5 ± 0,18	0,509	0,5012

### D.2.3 Fazit

Die berechneten Modelle auf Basis der logistischen Funktion werden mit den durch das Staircase-Verfahren bestimmten Schwellwerten verglichen. Dazu wird zuerst aus der Umkehrfunktion des Modells die Stimulusintensität mit der Detektionswahrscheinlichkeit  $p = 0,707$  bestimmt und mit den Werten der Staircase-Methode verglichen.

Die Analyse der Daten zeigt, dass die Ermittlung der Schwellwerte aus dem Modell nicht sehr stabil ist. Die ermittelten Werte sind nicht normalverteilt (über die untersuchten Probanden, jede Frequenz separat betrachtet) und weisen große Wertebereiche auf. Dies liegt vermutlich an der schlechten Schätzung des Steigungsparameters

---

$c_\sigma$ . Literaturangaben beschreiben gute Schätzungen des Schwellwertparameters schon nach einigen zehn Trials, gute Steigungsschätzungen erfordern aber eher einige hundert Trials [134, 211, 244]. Die hier vorliegenden Daten basieren auf ca. 50 bis 80 Trials, so dass von keiner guten Schätzung der Steigungsparameter  $c_\sigma$  ausgegangen werden kann. Damit ist auch die Option, die  $\hookrightarrow$  JND aus Messungen des absoluten Schwellwerts zu bestimmen, im Sinne einer genauen Messung nicht zufriedenstellend.



---

# Lebenslauf

<b>Persönliche Daten</b>		
	Name	Christian Thorsten Hatzfeld
	Geburtsdatum und -ort	20. Februar 1982, Bad Soden am Taunus
<b>Ausbildung</b>		
	Schulbesuch	1988 – 1992 Geschwister-Scholl-Schule, Schwalbach 1992-2001 Albert-Einstein-Schule, Schwalbach Abschluss: <i>Allgemeine Hochschulreife</i> 1998-1999 Austauschjahr an der Community High School, Unionville, TN, USA
	Studium	2002 – 2008 Technische Universität Darmstadt Elektro- und Informationstechnik, Fachrichtung Mikro- und Feinwerktechnik Abschluss: <i>Diplom-Ingenieur</i>
<b>Berufstätigkeit</b>		
	Zivildienst	2001 – 2002 Arbeiterwohlfahrt, Ortsverein Eschborn
	Wissenschaftlicher Mitarbeiter	2008 – 2013 Technische Universität Darmstadt Institut für Elektromechanische Konstruktionen Fachgebiet Mess- und Sensortechnik

### Konferenzbeiträge

1. Hatzfeld, C.; Kern, T.A.; Neupert, C.; Lotichius, J.; Werthschützky, R.: *Network Representation of User's Mechanical Impedance as Design and Evaluation Basis for Task-Specific Haptic Systems*. In: Sensor 13, 2013, Nürnberg. Angenommener Beitrag.
2. Hatzfeld, C.; Kassner, S.; Meiß, T.; Mößinger, H.; Neupert, C.; Pott, PP; Rausch, R.; Rossner, T.; Staab, M.; Werthschützky, R.: *Perception-Inspired Haptic Force Sensor – A Concept Study*. XXVI. Eurosensors Conference 2012, Krakau, Polen.
3. Hatzfeld, C.; Werthschützky, R.: *Just Noticeable Differences of Low-Intensity Vibrotactile Forces at the Fingertip*. In: Isokoski, P. (Ed.): *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Springer, Heidelberg, 2012. Eurohaptics Conference 2012, Tampere, Finnland.
4. Hatzfeld, C.; Werthschützky, R.: *Mechanical Impedance as Coupling Parameter of Force and Deflection Perception: Experimental Evaluation*. In: Isokoski, P. (Ed.): *Haptics: Perception, Devices, Mobility, and Communication*. Springer, Heidelberg, 2012. Eurohaptics Conference 2012, Tampere, Finnland.
5. Hatzfeld, C.; Rausch, J.; Karsten, R.; Werthschützky, R.: *Strain Measurement on Stiff Structures – Experimental Evaluation of Three Integrated Measurement Principles*. Adaptronic Congress, 2011, Darmstadt.
6. Pfeffer, D.; Hatzfeld, C.; Werthschützky, R.: *Development of an electrodynamic velocity sensor for active mounting structures*. XXV. Eurosensors Conference, 2011, Athen, Griechenland.
7. Kraus, R.; Millitzer, J.; Hatzfeld, C.; Werthschützky, R.: *Entwicklung eines hybriden aktiven Lagerungssystems mit paralleler Krafteinleitung*. 37. Deutsche Jahrestagung für Akustik (DAGA) 2011, Düsseldorf.
8. Hatzfeld, Christian; Kern, Thorsten A.; Werthschützky, Roland: *Improving the Prediction of Haptic Impression User Ratings Using Perception-Based Weighting Methods: Experimental Evaluation*. In: Kappers, A.; van Erp, J.; Bergmann Tiest, W.; van der Helm, F. (Eds.): *Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations*. Springer, Heidelberg, 2010, Eurohaptics Conference 2010, Amsterdam, Niederlande.

- 
9. Hatzfeld, C.; Werthschützky, R.: *Vibrotactile Force Perception Thresholds at the Fingertip*. In: Kappers, A.; van Erp, J.; Bergmann Tiest, W.; van der Helm, F. (Eds.): *Haptics: Generating and Perceiving Tangible Sensations*. Springer, Heidelberg, 2010, Eurohaptics Conference 2010, Amsterdam, Niederlande.
  10. Hatzfeld, C.; Kern, T. A.; Stöhr, I.; Werthschützky, R.: *Development of a highly dynamic force source*. XIII. Eurosensors Conference 2009, Lausanne, Schweiz.

### **Zeitschriftenbeiträge**

1. Rausch, J.; Hatzfeld, Christian; Karsten, R.; Kraus, R.; Militzer, J.; Werthschützky, R.: *Strain measurement on stiff structures: experimental evaluation of three integrated measurement principles*. In: *Smart Materials and Structures*, 12 (6), 2012.
2. Hatzfeld, C.; Kern, T.A.; Werthschützky, R.: *Design and Evaluation of a Measuring System for Human Force Perception Parameters*. In: *Sensors and Actuators A: Physical*, 162, 2010.

### **Sonstige Veröffentlichungen**

Werthschützky, R.; Hatzfeld, C.: *Messtechnische Analyse der menschlichen Kraftwahrnehmung zur Optimierung des Entwurfs haptischer Mensch-Maschine Schnittstellen*. Abschlussbericht, DFG-Förderkennzeichen WE2308/7-1, Darmstadt, 2012.

---

### **Betreute studentische Arbeiten**

---

### **Abschlussarbeiten**

1. Jäger, A.: *Werkzeug für den Entwurf von Federelementen*. Diplomarbeit 1806, Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2013.
2. Mielke T.: *Entwicklung einer Aufnahmevorrichtung zur Einstellung der Kontaktkraft zwischen Finger und Auflagefläche bei haptischen Messungen*. Bachelorarbeit 1800, Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2012.

- 
3. Becker, A.: *Vergleich psychophysikalischer Methoden zur Ermittlung von Wahrnehmungskennwerten*. Studienarbeit 1758, Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2011.
  4. Pfeffer, D.: *Entwicklung und Aufbau einer Differenzgeschwindigkeitssensorik für aktive Lagerungen*. Diplomarbeit 1755, Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2011.
  5. Akcin, A.: *Parametrisierung und Regelungsalgorithmen zur Darstellung von hysteresebehafteten Kraft-Weg-Kennlinien*. Bachelorarbeit 1765, Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2011.
  6. Förster, F.: *Untersuchung des quantitativen Einflusses ausgewählter Parameter auf die haptische Wahrnehmung des Menschen*. Studienarbeit 1734, Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2010.
  7. Hummel, J.: *Exemplarische Untersuchung der Übertragbarkeit von akustischen und visuellen Wahrnehmungsphänomenen auf die haptische Wahrnehmung*. Bachelorarbeit 1728, Technische Universität Darmstadt, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2010.

## Projektseminare

1. Bilz, J.; Fritzsche, T.; Park, Y.; Rudolph, S.: *EMKinderwagen - Entwicklung eines Sicherheitssystems für Kinderwagen*. Projektseminar PEM II, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2012.  
*1. Platz beim VDI-Wettbewerb COSIMA - Competition of Students in Microsystems Applications 2012.*
2. Eissfeldt, A.; von Vangerow, C.; Könze, S.; Schäfer, U.: *Automatische Höhenverstellung am Impedanzmessplatz*. Projektseminar PEM II, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2011.
3. Congiu, S.; Horn, L.; Neumann, K.; von Vangerow, C.; Wähner, T.; Xu, F.: *EMKariesschreck - Entwicklung eines automatischen Zahnpastadispensers*. Projektseminar PEM I, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2011.
4. Francioso, G.; Klodt, L.; Jäger, A.; Jung, D.; Schütze, A.: *EMKrümelmonster - Entwicklung eines elektromechanischen Doppelkekstrenners*. Projektseminar PEM I, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2010.

- 
5. Hummel, J.; Schönbach, T.; Seiler, C.; Becker, A.: *Entwicklung eines 3D-LED-Displays*. Projektseminar PEM II, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, 2009.